



**UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERIA
FACULTAD DE ELECTROTECNIA Y COMPUTACION
DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA**

TRABAJO MONOGRAFICO

Diseño y construcción de un sistema que simule las señales eléctricas del corazón.

ELABORADO POR:

Br. Luis Felipe Paz Campos

Br. Luis Isaac Herrera Velásquez

TUTOR:

Msc.Ing Felipe Isaac Paz Campos

Managua, Nicaragua

Diciembre de 2017

DEDICATORIA

Dedicamos esta tesis a Dios quien nos ha guiado por el camino correcto, nos ha dado fuerzas para poder seguir adelante y no desmayar en los problemas que se nos han presentado, enseñándonos a confrontar las adversidades sin perder jamás la dignidad ni desfallecer en el intento.

A nuestros padres, por su apoyo incondicional, por estar siempre con nosotros, por enseñarnos a crecer, a ser personas de bien y que si caemos debemos levantarnos, por guiarnos y ser bases en nuestras vidas, por los consejos que nos han brindado, la confianza, paciencia, comprensión, por los valores que nos han transmitido y por ayudarnos a alcanzar nuestras metas.

AGRADECIMIENTOS

Primeramente, le damos gracias a Dios por el don de la vida y permitirnos culminar esta etapa, por todas las personas que ha puesto en el camino y han aportado a nuestro crecimiento de una forma directa o indirecta.

Le damos gracias a nuestro tutor Msc.Ing Felipe Isaac Paz Campos el cual es como un padre quien nos ha apoyado a lo largo de la elaboración del trabajo monográfico.

Luis Isaac Herrera Velásquez

A mis padres, a mi hermana y a mi esposa, por su apoyo incondicional, por estar siempre conmigo, por enseñarme a crecer, a ser una persona de bien y que si caigo debo levantarme, por guiarme y ser bases en mi vida, por los consejos que me han brindado, la confianza, paciencia, comprensión, por los valores que me han transmitido, mis principios y por ayudarme a llegar hasta aquí.

Luis Felipe Paz Campos

Agradezco a mi padre celestial por darme la fortaleza y haber culminado con una de mis metas en la vida, a la vez agradezco a mis padres Martha Eusebia Campos Rodríguez y Felipe Isaac Paz Campos quienes han tenido la paciencia y me han apoyado incondicionalmente siendo el pilar para que pudiera cumplir con mis metas a mi hermana Josa hará Paz Campos que ha sido parte de este logro en mi vida y siempre recordando que El que con diligencia busca, hallara y los misterios de Dios le serán descubiertos por el espíritu santo.

Resumen

Este trabajo presenta como se desarrolló un simulador de señales eléctricas del corazón de bajo costo con el fin, de que se pueda adquirir en algunos hospitales, centros de salud o clínicas privadas de nuestro país.

En los establecimientos de salud existe una gran variedad de equipos médicos destinados a registrar y medir la actividad eléctrica del corazón. Estos equipos requieren eventualmente un mantenimiento y calibración el cual es dado por un personal capacitado haciendo uso de un instrumental de precisión; en la instrumentación para la simulación de señales eléctricas del corazón, existe una amplia gama de dispositivos comerciales conocidos como simulador de electrocardiograma, pero su amplio costo determina que la mayoría de los servicios de mantenimiento biomédicos carecen de ellos.

Así los chequeos y calibraciones se efectúan con instrumental inadecuado o sin la periodicidad requerida, este trabajo presenta como se logra un simulador de las señales eléctricas del corazón, enfocando su diseño a la versatilidad y bajo costo, haciéndolo económicamente accesible a estos establecimientos de salud del país.

Contenido

I	Introducción	1
II	Antecedentes	2
III	Justificación	4
IV	Objetivos	5
	4.1 Objetivo general	5
	4.2 Objetivos específicos	5
V	Marco teórico	6
	5.1 Morfología del corazón	6
	5.1.1 Cavidades y válvulas del corazón	6
	5.1.2 Presión sanguínea	8
	5.1.3 Latidos del corazón	11
	5.1.4 Actividad eléctrica del corazón	14
	5.1.5 Electrocardiograma (ECG)	16
	5.1.6 Generación del ECG	17
	5.1.7 Captura de un ECG	21
	5.1.8 Simulador de señales eléctricas del corazón	24
	5.1.9 Bases electrónicas y principios de programación de Pícs	24
	5.1.9.1 Chip (Circuito Integrado)	25
	5.1.9.2 Amplificadores operacionales	26
	5.1.9.3 Micro controladores	27
	5.1.9.4 PIC C Compiler	27
VI	Análisis y presentación de resultados	31
	6.1 Metodología	31
	6.2 Desarrollo	31
	6.2.1 Diseño	31
	6.2.2 Diagrama electrónico del simulador de señales eléctricas del corazón.	32
	6.2.3 Funcionamiento	32
	6.2.4 Cálculos para la programación del PIC	33
	6.2.5 Programación del PIC 16f877A	34
	6.2.6 Simulación	43
	6.2.7 Visualizados en el osciloscopio.	44
	6.2.8 Implementación.	46
	6.2.9 Tabla de costos	49
VII	Conclusiones y Recomendaciones	51
VIII	Bibliografía	52
IX	Anexos: Hojas de datos	54

I. INTRODUCCIÓN

En establecimientos de salud existe una gran variedad de equipos médicos destinados a registrar y medir la actividad eléctrica del corazón, el electrocardiograma (ECG) es utilizado en servicios de emergencia, cardiología, consultorios externos, salas de recuperación y neonatología. (Rossi, E. Martínez, A. & Siri, L).

Como todo equipo médico requiere un mantenimiento preventivo regular y chequeo rutinario. Es aconsejable que el mantenimiento y calibración sean realizados por especialistas utilizando instrumental de precisión, dada la importancia del correcto registro y medición de la actividad cardíaca. En la instrumentación para la simulación de señales eléctricas del corazón, existe una amplia gama de dispositivos comerciales conocidos como simulador de electrocardiograma, pero su alto costo determina que la mayoría de los servicios de mantenimiento biomédicos carecen de ellos. (Rossi, E. Martínez, A. & Siri, L).

Este trabajo presenta el diseño y construcción de un simulador de las señales eléctricas del corazón, enfocando su diseño a la versatilidad y bajo costo, haciéndolo económicamente accesible a los hospitales y otras instituciones de salud del país.

El presente documento contiene el desarrollo teórico-práctico correspondiente a la elaboración del simulador de señales eléctricas del corazón. A modo general se pretende enmarcar y enunciar los beneficios que se pueden obtener al implementar el simulador de señales eléctricas del corazón para diagnóstico, calibración y educación mostrando los diferentes tipos de señales y su funcionamiento como tal.

El desarrollo de este trabajo se expone de la siguiente manera: En primer lugar, se presenta el problema que se pretende abarcar, algunos antecedentes, el porqué de su elaboración y los objetivos propuestos a alcanzar, brindando una perspectiva general en cuanto a su factibilidad. En segundo lugar, se abordan teorías de las diferentes señales eléctricas del corazón presentando los referentes técnicos y conceptuales relevantes para la fundamentación de este proyecto.

Seguidamente se aborda el análisis y presentación de resultados, indicando la metodología utilizada para llevar a cabo el proyecto y además se plasman los resultados tales como las pruebas en simulación, tablas de nodos el diseño de la PCB del circuito, la programación del PIC, costos. Por último, las conclusiones y anexos donde encontraremos las hojas de datos.

II. ANTECEDENTES

Referente a los antecedentes se encontraron los siguientes trabajos relacionados a la temática (simulador de electrocardiograma):

A nivel internacional:

Un primer trabajo corresponde a Ana Fernández realizado en España: Diseño de un canal de instrumentación para un sistema de electrocardiograma y un pulsioxímetro. (*Fernández, A. 2014*), en este trabajo se manejan teorías de electrocardiografía forma característica de la onda cardiaca, derivaciones bipolares y unipolares. Este trabajo se relaciona con la investigación en curso ya que propone la construcción de un simulador de pulsos del corazón las diferentes formas de ondas del corazón entre otros.

Un segundo trabajo de Edgar Padilla y Luis Vásquez realizado en la ciudad de México (2012) se denomina: Diseño de un sistema simulador de las señales eléctricas del corazón y posibles aplicaciones. (*Padilla, E & Vásquez, L. 2012*), se trata de un proyecto biomédico del cual habla de la fisiología del corazón, morfología, latidos del corazón, actividad eléctrica del corazón, bases electrónicas y principios de programación para PICs.

Un tercer trabajo corresponde a Esteban Rossi, Amílcar Martínez y Leonardo Siri realizado en la ciudad de Concepción del Uruguay se denomina: Simulador de ECG para aplicaciones educativas y clínicas. (*Rossi, E. Martínez, A. & Siri, L*); desarrollan e implementan un simulador de ECG versátil y de bajo costo que reproduzca un ECG bajo condiciones de registro mono canal capaz de alimentar la entrada de un electrocardiógrafo.

En la escuela superior politécnica del litoral de Ecuador se encontró un cuarto trabajo con el nombre de: Análisis, diseño y construcción de un simulador de señales de pacientes para ser usado en electrocardiografía, utilizando comandos digitales. (*Yapur, M. Argüello, S. & Márquez, J.*). El proyecto tiene como propósito el diseño y construcción de un simulador que genere señales similares a las que produce el corazón, las mismas que son captadas y registradas por el electrocardiógrafo, el circuito además de simular señales cardiaca normal puede también generar patologías tales como arritmias y bradicardias a la vez se puede variar manualmente el incremento y decremento de las señales.

A nivel local:

En la Universidad Nacional de Ingeniería en el año (2011) se realizó la siguiente monografía: presentar una propuesta de diseño y simulación de un sistema de monitoreo cardíaco que fomente investigaciones biomédicas en la FEC-UNI, este trabajo fue realizado por Jorge Urbina y Oscar Rojas siendo su tutor el ingeniero Juan Manuel Martínez Toribio. (*Sevilla .F. X. 2017*).

A nivel de protocolo se encontró en la Universidad Nacional de Ingeniería el trabajo de Jorge Luis Rivera, siendo el tutor el Ing. Álvaro Gaitán llevando el nombre de Electrocardiógrafo para ordenador que permita la visualización, almacenamiento e impresión de electrocardiogramas desde un computador y que contribuya al ahorro de recursos económicos y agilización en el chequeo de pacientes cardíacos en el hospital Antonio Lenin Fonseca; este trabajo propone diseñar y desarrollar un equipo que será capaz de recolectar las débiles señales del corazón, amplificarlas y luego enviarlas a un micro controlador para ser digitalizadas por este y enviadas a un computador para poder ser visualizadas en el monitor.

III. JUSTIFICACIÓN

En el sector salud tanto pública como privada los médicos y técnicos de la salud utilizan una gran variedad de aparatos electro médico o biomédicos que les sirven para dar diferentes lecturas de los comportamientos internos y externos del cuerpo humano relacionados con la salud de pacientes atendidos. (Rossi,E. Martínez, A. & Siri, L).

En la instrumentación para la simulación de señales electrocardiográficas existe una amplia gama de dispositivos comerciales conocidos como simuladores de electrocardiograma, pero su alto costo determina que la mayoría de los servicios de mantenimiento biomédico en carecen de ellos. Así los chequeos y calibraciones se efectúan con instrumental inadecuado o sin la periodicidad requerida. (Rossi,E. Martínez, A. & Siri, L).

Por estas razones en este trabajo se pretende diseñar e implementar un simulador de señales eléctricas del corazón, enfocando su diseño a la versatilidad y bajo costo, haciéndolo económicamente accesible al personal técnico dedicado a prestar los servicios de mantenimiento y calibración de los dispositivos de electrocardiografía en los hospitales públicos y privados del país.

Este proyecto consiste en el diseño y construcción de un simulador de ondas cardiacas utilizando un PIC y un convertidor digital analógico, el circuito puede ayudar en la reparación de equipos que grafiquen o muestren la onda cardiaca como electrocardiógrafos y monitores de signos vitales, no se necesitaría de un paciente para probar los equipos. La onda que genera el circuito simulador puede ser tomada como referencia para calibrar y diagnosticar dichos equipos y a la vez el simulador de señales eléctricas del corazón puede ser utilizado en el área educativa para mostrar a los alumnos la forma de onda cardiaca como también para observar patologías cardiacas que afectan a las personas.

IV. OBJETIVOS

4.1 Objetivo General

Diseñar e implementar un sistema simulador que proporcione un patrón de referencia para las señales eléctricas del corazón de bajo costo para aplicaciones educativas, clínicas y de diagnóstico.

4.2 Objetivos Específicos

- Diseñar el esquema electrónico para el simulador de señales eléctricas del corazón cumpliendo con todos los requerimientos y estándares solicitados.
- Programar y Simular el PIC para que genere las señales eléctricas del corazón, utilizando el software PIC C Compiler y el software proteus ISIS.
- Implementar el simulador de las señales eléctricas del corazón, verificando el correcto funcionamiento de este.
- Comparar el costo del Sistema simulador Diseñado e Implementado en este proyecto, en relación con un simulador comercial.

V. Marco Teórico

5.1 Morfología Del Corazón.

El músculo cardíaco es del tamaño del puño de una persona, se divide en cuatro cavidades: dos superiores o atrios o aurículas y dos inferiores o ventrículos, según se muestra en la Figura 1. Las aurículas reciben la sangre del sistema venoso, pasan a los ventrículos y desde ahí se envía a la circulación arterial. (Guyton, Arthur C. 2003).

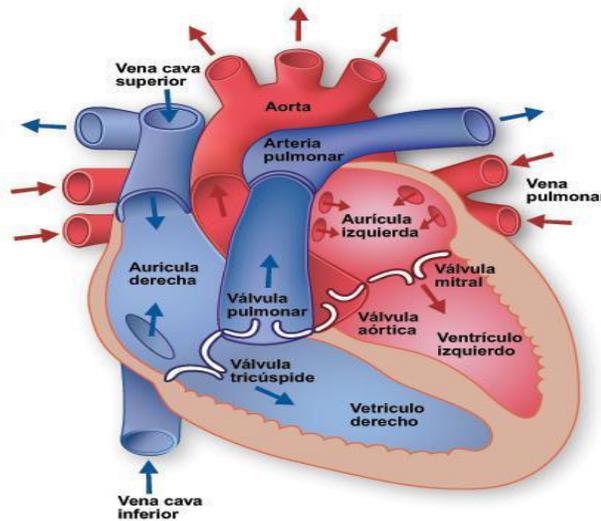


Figura 1. Cavidades y válvulas del corazón.

5.1.1 Cavidades y válvulas del corazón.

La aurícula y el ventrículo derechos forman lo que comúnmente se denomina el corazón derecho, el cual recibe la sangre que proviene de todo el cuerpo que desemboca en la aurícula derecha a través de las venas cava, superior e inferior; esta sangre (pobre en oxígeno) llega al ventrículo derecho, desde donde es enviada a la circulación pulmonar por la arteria pulmonar. Debido a que la resistencia de la circulación pulmonar es menor que la sistémica, la fuerza que el ventrículo debe realizar es menor, razón por la cual su tamaño muscular es considerablemente menor al del ventrículo izquierdo. (Guyton, Arthur C. 2003).

La aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo forman el llamado corazón izquierdo. En esta parte del corazón se recibe la sangre de la circulación pulmonar que desemboca a través de las cuatro venas pulmonares en la

porción superior de la aurícula izquierda. Esta sangre está oxigenada y proviene de los pulmones. El ventrículo izquierdo la envía por la arteria aorta para distribuirla por todo el organismo. (Guyton, Arthur C. 2003).

El tejido que separa el corazón derecho del izquierdo se denomina septo o tabique. Funcionalmente, se divide en dos partes no separadas: la superior o tabique interatrial, y la inferior o tabique interventricular. Éste último es especialmente importante, ya que por él discurre el haz de His, que permite llevar la pequeña corriente eléctrica hacia las partes más bajas del corazón. Más adelante se explica con más detalle la actividad eléctrica del corazón.

Las válvulas cardíacas son las estructuras que separan unas cavidades de otras, evitando que exista reflujo entre ellas, como se muestra en la figura 1 están situadas en torno a los *orificios atrio ventriculares* (o aurícula-ventriculares) y entre los ventrículos y las arterias de salida, las flechas indican el flujo normal de la sangre. El miocardio está formado por epicardio (capa exterior) y el endocardio (capa interior). (Guyton, Arthur C. 2003).

Dichas válvulas son:

- La válvula tricúspide, separa la aurícula derecha del ventrículo derecho.
- La válvula sigmoidea pulmonar, separa el ventrículo derecho de la arteria pulmonar.
- La válvula mitral o bicúspide, separa la aurícula izquierda del ventrículo izquierdo.
- La válvula sigmoidea aórtica, separa el ventrículo izquierdo de la arteria aorta.

El corazón presenta la siguiente estructura o capas, desde adentro hacia afuera:

- El endocardio, una membrana serosa de endotelio y tejido conectivo de revestimiento interno, con la cual entra en contacto la sangre. Incluye fibras elásticas y de colágeno, vasos sanguíneos y fibras musculares especializadas, las cuales se denominan Fibras de Purkinje. En su estructura encontramos las trabéculas carnosas, que dan resistencia para aumentar la contracción del corazón.
- El miocardio, una masa muscular contráctil, es el músculo cardíaco propiamente dicho; encargado de impulsar la sangre por el cuerpo mediante su contracción. Encontramos también en esta capa tejido

conectivo, capilares sanguíneos, capilares linfáticos y fibras nerviosas. El miocardio está compuesto por células especializadas que cuentan con una capacidad que no tiene ningún otro tipo de tejido muscular del resto del cuerpo. (Guyton, Arthur C. 2003).

- El músculo cardíaco, como otros músculos, se puede contraer, pero también puede llevar un potencial de acción de conducción eléctrica, similar a las neuronas que constituyen los nervios, además, algunas de las células tienen la capacidad de generar un potencial de acción, conocido como automaticidad del músculo cardíaco.
- La irrigación sanguínea del miocardio es llevada a cabo por las arterias coronarias, ya que el corazón no puede nutrirse directamente de la sangre que circula a través de él a gran velocidad.
- La estimulación del corazón está coordinada por el sistema nervioso autónomo, tanto por parte del sistema nervioso simpático (aumentando el ritmo y fuerza de contracción) como por el sistema nervioso parasimpático (reduce el ritmo y fuerza cardíacos). Este sistema de conducción eléctrico explica la regularidad del ritmo cardíaco y asegura la coordinación de las contracciones auriculo ventriculares.
- El epicardio, es una capa fina serosa mesotelial que envuelve al corazón llevando consigo capilares y fibras nerviosas. Esta capa se considera como parte del pericardio seroso.

5.1.2 Presión Sanguínea.

La presión sanguínea constituye uno de los principales signos vitales y está determinada por la fuerza y el volumen de sangre bombeada, así como por el tamaño y la flexibilidad de las arterias, es decir, una medición de la fuerza que se aplica sobre las paredes de las arterias a medida que el corazón bombea sangre a través del cuerpo. (Guyton, Arthur C. 2003)

El término presión sanguínea generalmente se refiere a la presión arterial, es decir, a la presión en las arterias más grandes, las arterias que forman los vasos sanguíneos que toman la sangre que sale desde el corazón. La presión de la sangre disminuye a medida que la sangre se mueve a través de arterias, arteriolas, vasos capilares y venas. (Guyton, Arthur C. 2003)

Conceptualmente, hay dos componentes o medidas de presión arterial que son:

- Presión arterial sistólica (Figura 2): corresponde al valor máximo de la tensión arterial en sístole (cuando el corazón se contrae). Se refiere al efecto de presión que ejerce la sangre eyectada del corazón sobre la pared de los vasos.
- Presión arterial diastólica (Figura 2): corresponde al valor mínimo de la tensión arterial cuando el corazón está en diástole o entre latidos cardíacos depende fundamentalmente de la resistencia vascular periférica. Se refiere al efecto de distensibilidad de la pared de las arterias, es decir el efecto de presión que ejerce la sangre sobre la pared del vaso.
- La presión arterial es medida por medio de un dispositivo que usa la altura de una columna de mercurio para reflejar la presión de circulación, por ello las lecturas de presión arterial o sanguínea se miden en milímetros de mercurio (mmHg) y usualmente se toma la lectura de dos números: por ejemplo, 120 sobre 75 (escrito como 120/75). La presión de pulso es la diferencia entre la presión sistólica y la diastólica.
- El número superior es la lectura de la presión arterial sistólica y representa la presión máxima ejercida cuando el corazón se contrae. El número inferior es la lectura de la presión arterial diastólica y representa la presión en las arterias cuando el corazón se encuentra en reposo.
- Estas medidas de presión sanguínea tienen grandes variaciones de un individuo a otro ya que no son estáticas, experimentan variaciones naturales entre un latido del corazón a otro y a través del día; también cambian en respuesta al estrés, por factores alimenticios, por medicamentos, o por enfermedades, y en general por el estilo de vida.
- La hipertensión arterial es el aumento de la presión arterial, ya sea de la sistólica o de la diastólica. La hipertensión, junto con el hipercolesterolemia y el tabaquismo, es uno de los tres factores de riesgo cardiovascular más importante y modificable. Es una

enfermedad silente (que no da síntomas, silenciosa), en sus primeros estados.

- La hipotensión arterial es el descenso de la presión arterial por debajo de los límites promedio o considerados normales. Junto con la temperatura del cuerpo, la presión sanguínea es el parámetro fisiológico más comúnmente medido.
- La referencia a la presión sistólica y diastólica da pie para explicar la apertura y cierre de las válvulas del corazón, así como las entradas y salidas de sangre, como el resultado lógico de los cambios de presión que se producen en cada momento de la sístole y la diástole.

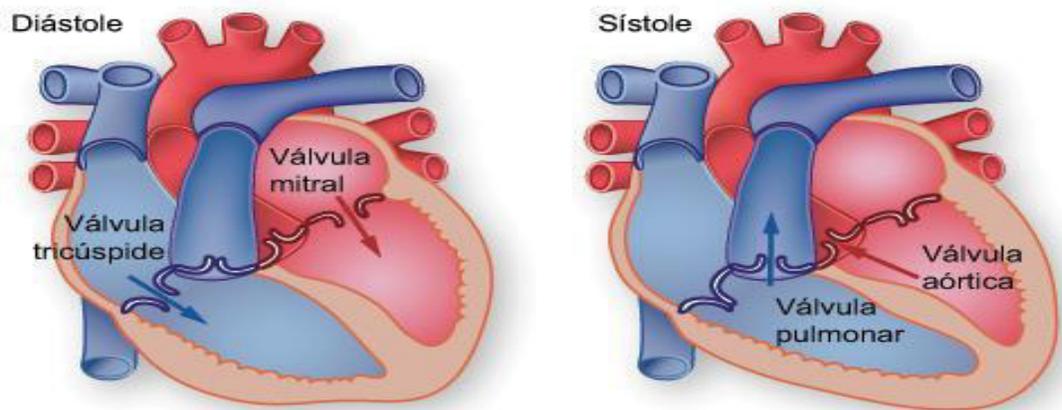


Figura 2. Flujo sanguíneo del corazón durante el proceso de sístole y diástole

Las válvulas que controlan el flujo de la sangre por el corazón son cuatro:

- La válvula tricúspide controla el flujo sanguíneo entre la aurícula derecha y el ventrículo derecho.
- La válvula pulmonar controla el flujo sanguíneo desde el ventrículo derecho hacia las arterias pulmonares, las cuales transportan la sangre a los pulmones para oxigenarla.
- La válvula mitral o bicúspide permite que la sangre rica en oxígeno (proveniente de los pulmones) pase de la aurícula izquierda al ventrículo izquierdo.

- La válvula aórtica permite que la sangre rica en oxígeno pase desde el ventrículo izquierdo hacia la aorta, la arteria más grande del cuerpo, la cual transporta la sangre al resto del organismo.

Cabe hacer notar que, durante la expulsión de la sangre hacia las arterias, en la fase de sístole, las válvulas tricúspide y mitral o bicúspide deben permanecer cerradas para que la sangre no se devuelva al lecho venoso y para mantener la presión sanguínea hasta el máximo. Luego, en la fase de diástole, estas válvulas se abrirán para la entrada de un nuevo flujo de sangre, cerrándose las válvulas pulmonar y aórtica. (Guyton, Arthur C. 2003).

5.1.3 LATIDO DEL CORAZÓN.

Cada latido del corazón desencadena una secuencia de eventos llamados ciclos cardiacos. Cada ciclo consiste principalmente en tres etapas: sístole auricular, sístole ventricular y diástole. El ciclo cardíaco hace que el corazón alterne entre una contracción y una relajación aproximadamente 75 veces por minuto, es decir, el ciclo cardíaco dura 8 décimas de segundo en promedio. Para una persona común se considera un rango del ciclo cardíaco que va desde 60 hasta 100 pulsaciones por minuto.

Durante la sístole auricular, las aurículas se contraen y proyectan la sangre hacia los ventrículos, una vez que la sangre ha sido expulsada de las aurículas, las válvulas aurículo ventriculares (ubicadas entre las aurículas y los ventrículos) se cierran esto evita el reflujo (retorno o devolución) de sangre hacia las aurículas el cierre de estas válvulas produce el sonido familiar del latido del corazón esta etapa del proceso dura aproximadamente una décima de segundo.

La sístole ventricular implica la contracción de los ventrículos expulsando la sangre hacia el sistema circulatorio, una vez que la sangre es expulsada, las dos válvulas sigmoideas, la válvula pulmonar en la derecha y la válvula aórtica en la izquierda, se cierran esta etapa del proceso dura aproximadamente 3 décimas de segundo.

Por último, la diástole es la relajación de todas las partes del corazón que permite la llegada de nueva sangre esta etapa del proceso dura aproximadamente 4 décimas de segundo.

En el proceso completo se pueden escuchar dos golpecitos y como se mencionó anteriormente se lleva a cabo 75 veces por minuto en promedio: el de las válvulas al cerrarse (mitral y tricúspide) y la apertura de la válvula sigmoidea aórtica la expulsión rítmica de la sangre provoca el pulso que se puede palpar en las arterias: arteria radial, arteria carótida, arteria femoral, etcétera.

Si se observa el tiempo de contracción y de relajación se verá que las aurículas están en reposo aproximadamente 7 décimas de segundo y los ventrículos unas 5 décimas de segundo eso quiere decir que *el corazón pasa más tiempo en reposo que en trabajo.*

En cuanto a la excitación del corazón, el músculo cardiaco es biogénico, esto significa que se excita así mismo, a diferencia del músculo esquelético que necesita de un estímulo consciente o reflejo. Las contracciones rítmicas del corazón se producen espontáneamente, pero su frecuencia puede ser afectada por las influencias nerviosas u hormonales, por el ejercicio físico o por la percepción de un peligro, etcétera.

El corazón tiene las siguientes características:

- Batmotropismo: que puede ser estimulado, manteniendo un umbral.
- Inotropismo: que se contrae bajo ciertos estímulos.
- Cronotropismo: que puede generar sus propios impulsos.
- Dromotropismo: es la conducción de los impulsos cardiacos mediante el sistema excitoconductor.
- Lusitropismo: es la relajación del corazón bajo ciertos estímulos.

Para entender cómo y por qué late el corazón se deben conocer las características básicas de la electrofisiología cardíaca.

Físicamente, el corazón está constituido por dos tipos de tejidos (Figura 3): el tejido especializado excito conductor y el miocardio contráctil.

El primero está representado por el nódulo sinusal o de Keith-Flack (también conocido como nódulo sino auricular o marcapasos del corazón), el nódulo auriculo ventricular o de Aschoff-Tawara, el haz de His, las ramas derecha e izquierda y la red de fibras de Purkinje.

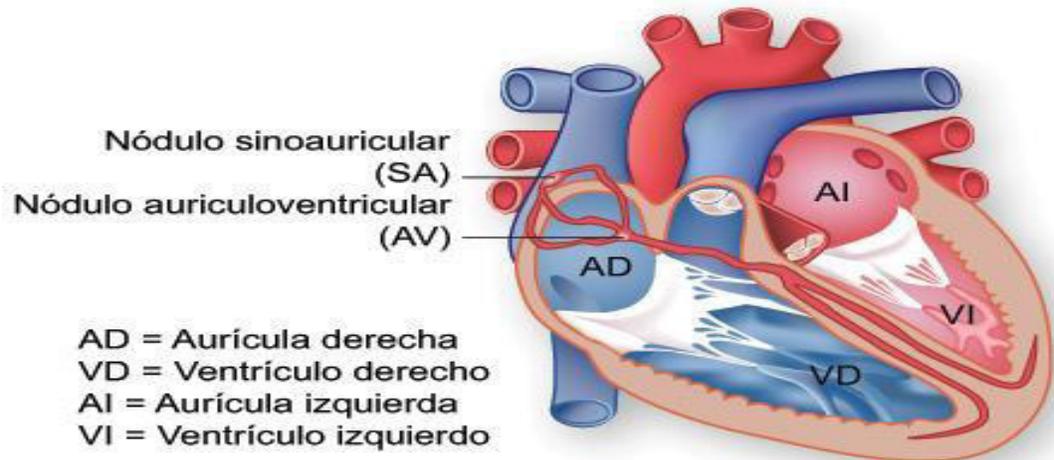


Figura 3. Tejido excito conductor del corazón

Las fibras de Purkinje son fibras muy grandes y transmiten potenciales de acción a una velocidad seis veces mayor que la del músculo ventricular normal y 150 veces mayor que la de algunas fibras del nódulo auriculoventricular.

Estas corrientes iónicas producen un flujo continuo bidireccional a través de la membrana celular, generando potenciales eléctricos esta actividad eléctrica puede ser analizada con electrodos situados en la superficie de la piel, llamándose a esta prueba electrocardiograma (EKG o ECG).

Cuatro son las propiedades fundamentales del corazón:

- Automatismo, el corazón genera su propia actividad eléctrica, de acuerdo a lo anteriormente mencionando sobre las corrientes iónicas y los potenciales de acción. El ritmo cardíaco normal depende del automatismo del nódulo sinusal o sino auricular (SA). La expresión que se utiliza para denominar el ritmo cardíaco normal es ritmo sinusal. La frecuencia del automatismo sinusal oscila entre 60 y 100 ciclos por minuto.
- Se dice que hay bradicardia sinusal cuando hay una frecuencia menor a 60 latidos por minutos, y taquicardia sinusal cuando hay una frecuencia de más de 100 latidos por minuto. El automatismo intrínseco del nódulo auriculoventricular (AV) oscila alrededor de 45 ciclos por minuto. El sistema His-Purkinje tiene una frecuencia aún más baja, alrededor de 30 por minuto. En condiciones de

normalidad, el automatismo de estos focos no se hace evidente por la mayor frecuencia del nódulo sinusal.

- Conductibilidad, es la propiedad del tejido especializado de conducción y del miocardio contráctil que permite que un estímulo eléctrico originado en el nódulo sinusal o en cualquier otro sitio, difunda con rapidez al resto del corazón.
- La velocidad de conducción del estímulo varía en función del tejido considerado. Por ejemplo: el nódulo o nodo AV tiene una velocidad de conducción lenta, esta particularidad tiene su razón, sucede cuando se produce un retraso en la conducción del estímulo que permita la contracción de ambas aurículas en forma previa a la contracción ventricular.
- Excitabilidad, responde a un estímulo originando un potencial de acción propagado.
- Contractilidad es la capacidad intrínseca del músculo cardíaco de desarrollar fuerza y acortarse.
- El automatismo es parte o consecuencia del tejido especializado excito conductor, propiedad de la cual carece el miocardio contráctil. Sin embargo, ambos tipos de tejido tienen como característica común la propiedad de generar corrientes eléctricas de muy bajo voltaje como consecuencia de los desplazamientos iónicos debidos al Potasio (K⁺) y al Sodio (Na⁺), al Cloro (Cl⁻) y al Calcio (Ca⁺⁺) fundamentalmente, que continuamente se están produciendo. (Guyton, Arthur C. 2003).

5.1.4 ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN.

El corazón funciona por impulsos eléctricos generados por algunas células del tejido muscular de dicho órgano. Son impulsos similares a los de otras células, como los generados por las neuronas y las células de los músculos esqueléticos.

Las células en cuestión son las del miocardio, tejido muscular del corazón responsable de bombear la sangre por el sistema circulatorio del cuerpo el miocardio o músculo cardíaco, funciona involuntariamente ya que es auto

excitable posee y puede recibir inervación del sistema nervioso simpático, pero late sin el estímulo de éste.

El sistema nervioso simpático forma parte del sistema nervioso autónomo, también es conocido como sistema nervioso vegetativo, el cual transmite información desde las distintas vísceras del cuerpo a los músculos, las glándulas y los vasos sanguíneos, sin que seamos conscientes de ello. Así, el sistema nervioso simpático se diferencia del sistema nervioso somático que está formado por neuronas sensitivas y llevan información, de la que sí somos conscientes, a distintas partes del cuerpo.

En el miocardio hay diferentes tipos de células:

- Especializadas: son las que generan y conducen los impulsos eléctricos (o nerviosos)
- Y las contráctiles: son capaces de recibir dichos impulsos y contraer el músculo cardíaco.

El automatismo máximo radica en el nodo sinusal (SA), el cual constituye el marcapasos natural de este órgano, siendo el nodo auriculo ventricular (AV) el que toma el relevo si falla el sinusal. Ver la Figura 4

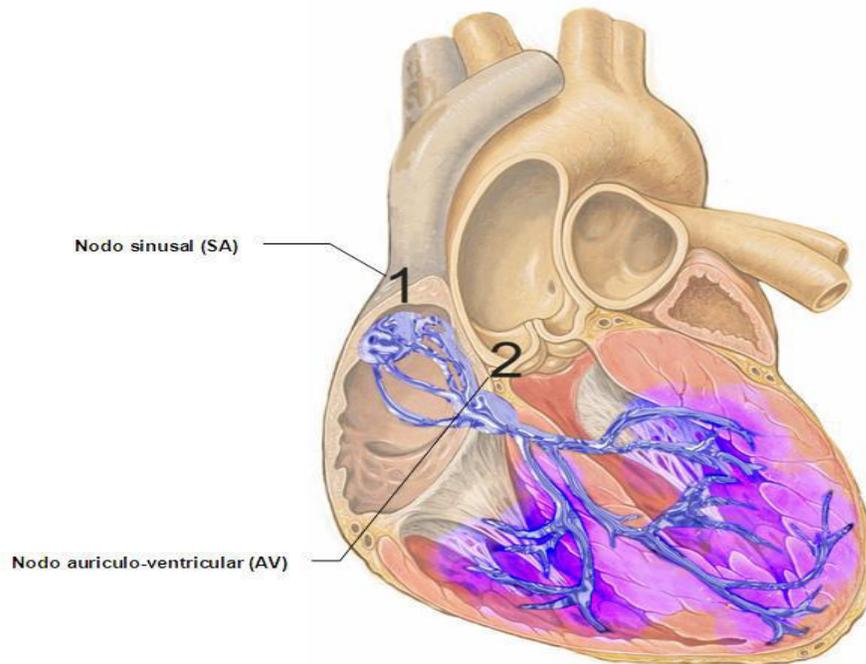


Figura 4. Nodo SA y AV

El potencial de acción (PA) o impulso eléctrico es una onda de descarga eléctrica que viaja a lo largo de la membrana celular. El PA se genera de un lado a otro de las membranas de las células del músculo del corazón por acumulación de iones positivos de sodio (Na^+) y de calcio (Ca^+) en el exterior de la célula, con una acumulación de iones de cloro en el mismo lado y por una acumulación de cargas negativas en el interior de la célula debida a ciertos aniones impermeables con una parte positiva proporcionada por el ión K^+ . (Padilla, E & Vázquez, L. 2012).

5.1.5 ELECTROCARDIOGRAMA (ECG).

La electrocardiografía consiste en registrar gráficamente la actividad eléctrica que se genera en el corazón. Su análisis proporciona importante información que aporta datos sobre la función cardiaca, trastornos del ritmo y de la conducción, hipertrofia de cavidades y ayuda al diagnóstico de cardiopatías congénitas o adquiridas de tipo infeccioso, inflamatorio, metabólico o isquémico. Su normalidad no siempre descarta afectación cardiaca.

Un electrocardiograma (ECG) es un procedimiento de diagnóstico médico con el que se obtiene un registro gráfico de la actividad eléctrica del corazón en función del tiempo.

La actividad eléctrica son las variaciones de potencial eléctrico generadas por el conjunto de células cardiacas y que son recibidas en la superficie corporal. La formación del impulso cardiaco y su conducción generan corrientes eléctricas débiles que se diseminan por todo el cuerpo. Al colocar electrodos en diferentes sitios y conectarlos a un instrumento de registro como el electrocardiógrafo se obtiene el trazado característico de las ondas del corazón.

En condiciones de reposo una célula cardiaca tiene una carga negativa en su interior y positiva en el exterior, que se mantiene gracias a una permeabilidad selectiva de la membrana para los cationes extracelulares (Na y K) y a la actividad de la bomba de Na-K a nivel de los canales iónicos, esta diferencia de cargas a ambos lados de la membrana se denomina potencial de reposo.

Si el interior de la célula se hace menos negativo, llegando a un nivel crítico o umbral, aparece un cambio brusco en la permeabilidad, entrando masivamente cationes que invierten la carga a uno y otro lado de la membrana, generándose el llamado potencial de acción. Este cambio en la

polaridad de la célula es lo que se conoce como despolarización. Este fenómeno activa a las células adyacentes, transmitiéndose por todo el corazón célula a célula y a través de sistemas especializados de conducción, ver la Figura 5

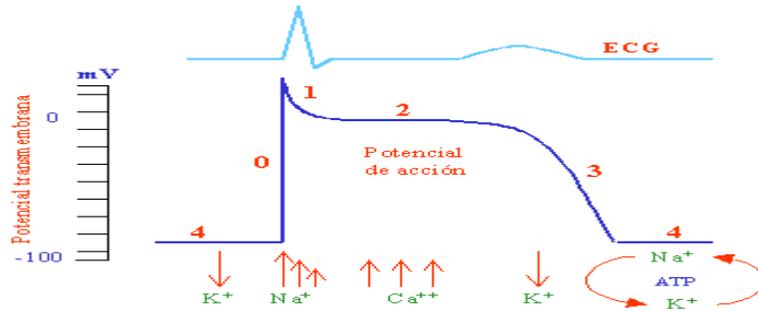


Figura 5. Gráfica del potencial de acción (PA) de la célula contráctil miocárdica ventricular

De la figura anterior, las flechas indican los tiempos de los principales movimientos de iones a través de la membrana celular. (Padilla, E & Vázquez, L. 2012).

5.1.6 Generación del ECG.

La primera ondulación pequeña en la parte superior del trazado de un ECG se denomina "onda P", ésta indica que las aurículas (las dos cavidades superiores del corazón) son estimuladas en forma eléctrica (se despolarizan) para bombear la sangre hacia los ventrículos. La longitud del espacio P-R o P-Q fluctúa entre 0,12 y 0,20 seg. Dicha magnitud puede alargarse o acortarse y, raras veces, tiene valores que varían constantemente: fenómeno de Wenkebach-Luciani). (Gómez, J.2011).

Frecuencia cardiaca	Hombres y niño (mSeg)
50	0.414
60	0.386
70	0.361
80	0.342
90	0.321
100	0.297
120	0.283
150	0.252

Tabla 1. Duración del espacio Q-T en relación con el ritmo cardiaco. (Gómez, J.(2011).

En el trazado continua una sección corta descendente conectada con una sección alta ascendente. La misma se denomina "onda QRS o complejo QRS". Esta parte indica que los ventrículos (las dos cavidades inferiores del corazón) se están estimulando eléctricamente (despolarizando) para bombear la sangre hacia fuera.

Su duración mide normalmente de 0.06 a 0.08 segundos. Por debajo de esos valores no se describen perturbaciones. Pero su anchura y su voltaje sí pueden aumentar o disminuir. (Gómez, J. 2011).

El segmento plano corto ascendente que sigue se llama "segmento ST", éste indica la cantidad de tiempo que transcurre desde el final de una contracción de los ventrículos hasta el comienzo del período de reposo (repolarización).

La siguiente curva ascendente se denomina "onda T", ésta indica el período de recuperación o repolarización de los ventrículos. Tiene una anchura de 0.10 a 0.25 segundos (Gómez, J. 2011).

Así pues, un ciclo cardíaco es representado por una sucesión de ondas en el trazado del ECG: la onda P, la onda o complejo QRS y la onda T. Estas ondas producen dos intervalos importantes: el intervalo PR y el intervalo QT, y dos segmentos: el segmento PQ y el segmento ST. Por ejemplo, durante el ejercicio físico el ciclo cardíaco se acelera y por tanto el intervalo P-T se acorta.

El registro del ECG se realiza en un papel milimetrado, con líneas más gruesas cada 5 milímetros. Cada milímetro de trazado horizontal es equivalente a 0.04 segundos del ciclo cardíaco, el espacio entre dos líneas gruesas representa 0.2 segundos, a la velocidad habitual del papel de 25 [mm/seg].

En sentido vertical, en el eje de las ordenadas, se representa el voltaje de las ondas electrocardiográficas, en [mV], las cuales pueden ser positivas o negativas según la línea isoelectrica. El eje de las abscisas o sentido horizontal representa el tiempo.

Resulta interesante destacar que un trazado electrocardiográfico no es más que un gráfico de voltaje en función del tiempo. De esta manera, en él se reflejan ondas que tienen una determinada amplitud según la situación y una determinada duración. Entre las ondas muestra pausas que también tienen una determinada duración.

Es importante destacar las particularidades de los tejidos automáticos (como son los tejidos del músculo cardiaco), que son capaces de realizar despolarización espontánea, generando los estímulos eléctricos que derivan en la despolarización sincronizada del corazón.

Para que el corazón pueda realizar la contracción se necesita una estimulación y conducción eléctrica a través de fibras especiales para transmitir impulsos eléctricos. El latido del corazón es totalmente involuntario, por lo tanto, el cuerpo no tiene control sobre sus latidos.

La actividad eléctrica del corazón se origina en el nodo o nódulo sinusal, de ahí pasa a las aurículas, luego llega al nódulo auriculo ventricular, durante este proceso se disemina en un haz de fibras y acaba dividiéndose en cuatro ramas, como se observa en las figuras 6.

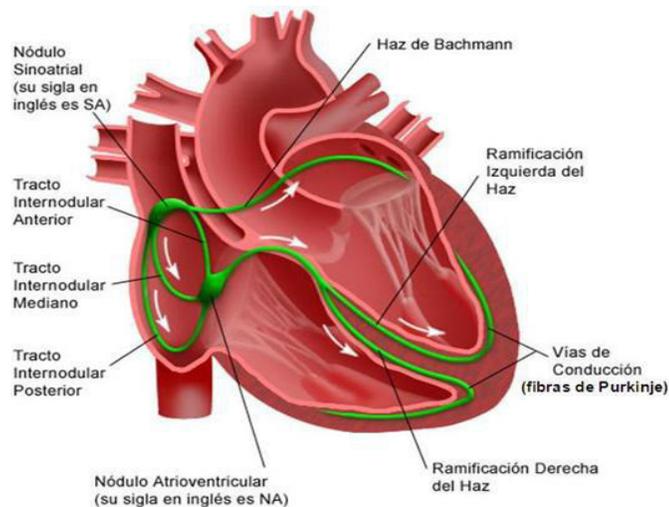


Figura 6. Sistema de conducción intrínseca del corazón (vectores de despolarización)

Resumiendo, las características de un ECG:

- El ECG es el registro de la actividad eléctrica del corazón.
- Se cuantifica la actividad eléctrica en un papel milimetrado.
- Dicha cuantificación en la abscisa (X) es tiempo y en la ordenada (Y) es voltaje en mV.
- La actividad eléctrica se representa morfológicamente como P, QRS, T.
- La despolarización y el re polarización son fenómenos sistólicos.
- La onda P coincide con la despolarización auricular.
- La onda o complejo QRS precede a la contracción ventricular.
- Durante el ejercicio el intervalo P-T se acorta.
- La onda T resulta por el re polarización ventricular.

Un electrocardiograma se obtiene con un electrocardiógrafo en forma de cinta continua colocando los pequeños electrodos de éste aparato en determinados puntos del cuerpo del paciente, a continuación se pone en funcionamiento y se realiza el registro en unos pocos minutos. La prueba es completamente indolora y no tiene ningún riesgo. En la Figura 7 se aprecian los componentes gráficos de un ECG:

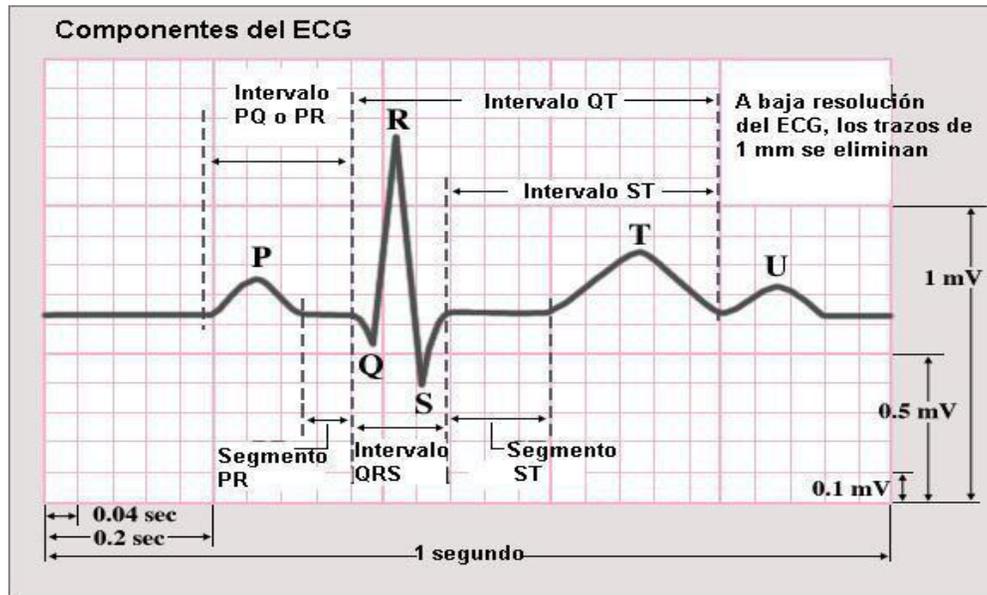


Figura 7. Componentes gráficos de un ECG

Componentes gráficos del ECG

El trazo de un ECG permite conocer las condiciones cardiovasculares del individuo. Así, para detectar cualquier irregularidad en la actividad eléctrica del corazón, un ECG es extremadamente útil para el diagnóstico y control de diversas afecciones, por ejemplo:

- Arritmias
- Angina de pecho
- Infarto
- Alteraciones metabólicas,
- Predisposición a una muerte súbita cardíaca,
- Etcétera.

También es útil para determinar la duración del ciclo cardíaco y tiene la ventaja de ser un procedimiento médico no invasivo con resultados disponibles inmediatamente, además de ser un estudio económico. En la Figura 8 se ejemplifica la captura de un ECG:

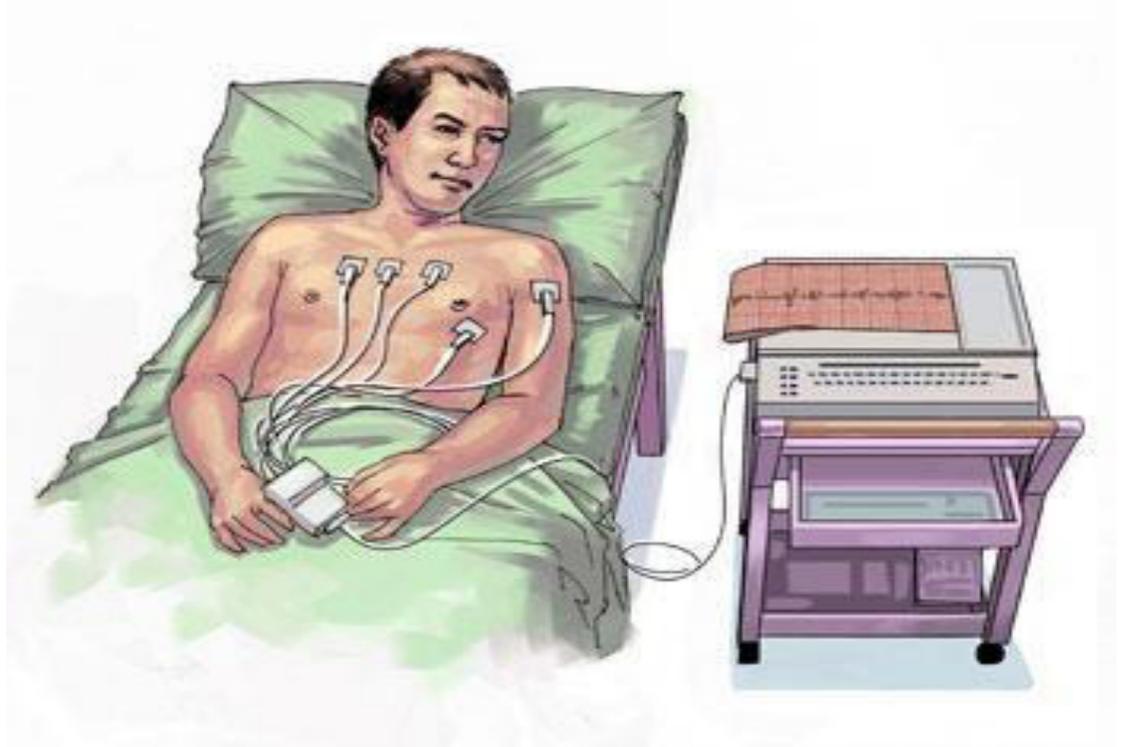


Figura 8. Captura de un ECG

5.1.7 Captura de un ECG

El ECG debe ser siempre interpretado en conjunto con los hallazgos clínicos y observaciones de un médico. Es un examen que aislado no es diagnóstico de enfermedad cardíaca ni tampoco la puede excluir del todo.

Las variaciones de potencial eléctrico durante el ciclo cardíaco producen las ondas características del ECG. Al colocar electrodos en diferentes sitios y conectarlos a un instrumento de registro como el electrocardiógrafo, se obtiene el trazado característico.

Las conexiones de entrada al aparato deben ser realizadas de tal forma que, al obtener el gráfico, una deflexión hacia arriba indique un potencial positivo y una hacia abajo uno negativo, teniendo una línea base, ver la Figura 9.

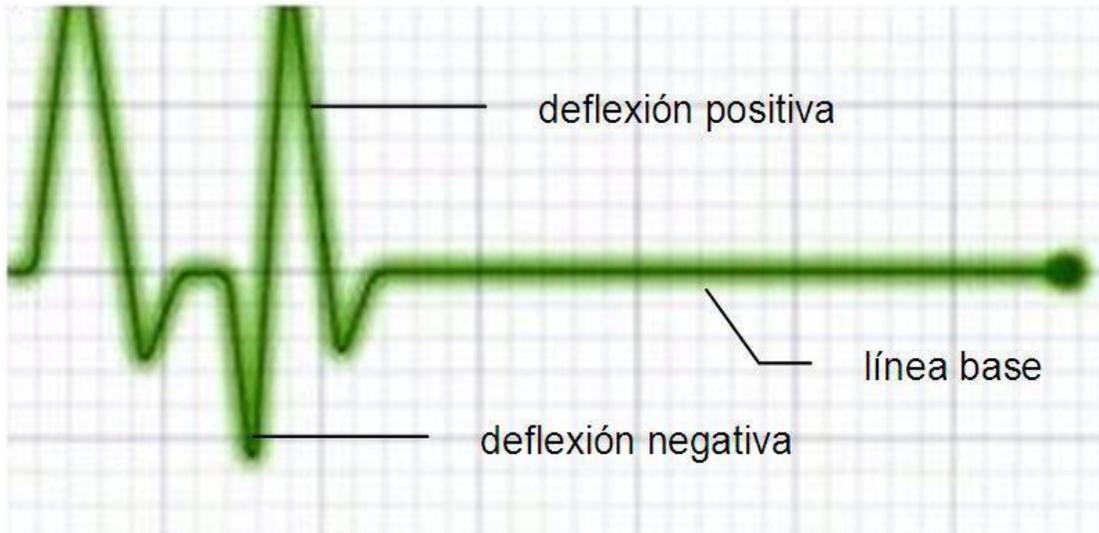


Figura 9. Deflexiones positiva y negativa en el ECG

Se han adoptado normas internacionales con respecto a la velocidad del papel, 25 [mm/seg], la amplitud de calibración 1 [mV] = 1 [cm], y los sitios de la colocación de los electrodos cutáneos. A las disposiciones específicas de los electrodos, se conocen como derivaciones y en la práctica clínica se utilizan un número estándar de doce, clasificadas en: bipolares, unipolares y precordiales.

La ubicación en el cuerpo del paciente de las derivaciones precordiales es la siguiente:

- V1: 4º espacio intercostal con línea o borde para esternal derecha.
- V2: 4º espacio intercostal con línea o borde para esternal izquierda.
- V3: Punto equidistante entre V2 y V4.
- V4: 5º espacio intercostal izquierdo con línea medio clavicular izquierda.
- V5: 5º espacio intercostal con línea axilar anterior izquierda.
- V6: 5º espacio intercostal con línea axilar media izquierda.

Incluso en algunos casos, se llega hacer uso de una séptima colocación (V7). Ver la Figura 10

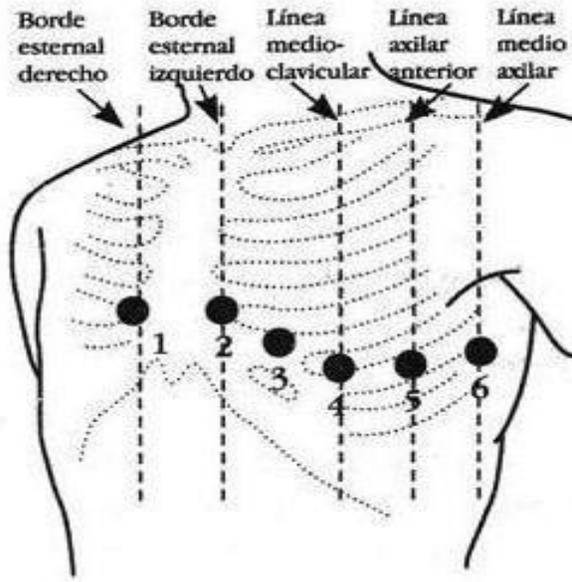


Figura 10. Derivaciones Precordiales

La nomenclatura empleada para la designación de las ondas electrocardiográficas, éstas se denominan en letras mayúsculas cuando tienen una amplitud mayor a 5 [mm], y en letras minúsculas cuando la amplitud es menor de 5 [mm], tal y como se observa en la Figura 11.

Las posiciones de los electrodos en el cuerpo del paciente no registran solamente el potencial eléctrico de la pequeña área del miocardio subyacente, sino que registra los eventos eléctricos del ciclo cardiaco desde un sitio seleccionado. (Padilla, E & Vázquez, L. 2012).

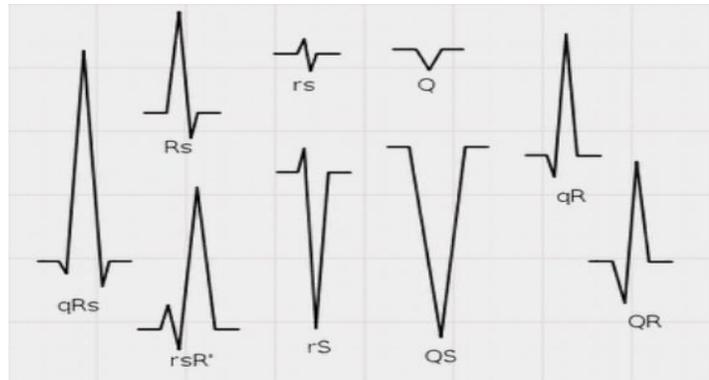


Figura 11. Nomenclatura electrocardiográfica

5.1.8 Simulador de señales eléctricas del corazón

El simulador de señales eléctricas del corazón simula distintos tipos de señales del corazón sin necesidad de un paciente, se utiliza para la calibración y diagnóstico de equipos médicos tales como electrocardiógrafos y monitores de signos vitales. Las señales generadas por el simulador de señales eléctricas del corazón son las siguientes: arritmias (taquicardia, bradicardias). Además cuentan con la facilidad de variar la señal logrando así otros tipos de señales con la misma importancia de las antes mencionadas, estas señales son diferenciadas por la frecuencia teniendo siempre la misma forma de onda, esto se muestra en la Figura 12. (Padilla, E & Vázquez, L. 2012)

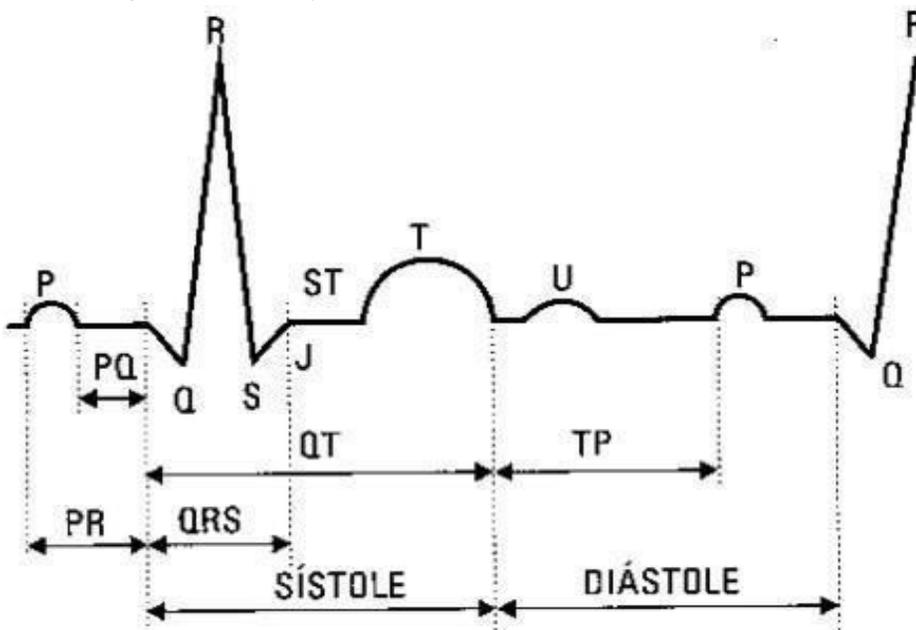


Figura 12. Ciclo completo de una señal eléctrica del corazón.

La señal eléctrica generada por el simulador de señales eléctricas del corazón puede ser mostrada por varios dispositivos que permitan graficar señales en el tiempo, tal como un osciloscopio, un módulo visualizador que contenga un display de LCD Matricial, entre otros.

5.1.9 Bases electrónicas y principios de programación para PICs

Al paso del tiempo, desde que el ser humano ha tratado de buscar que sus tareas cotidianas sean más sencillas, ha evolucionado e innovado, en gran medida, todos los componentes electrónicos. Resultado de ello son algunas tareas que se pueden hacer con dos o tres de estos componentes y que ocupan mucho menos espacio ya que su diseño se ha hecho más compacto, ejemplo de ello son los equipos celulares utilizados actualmente.

El inicio de estos cambios comienza con el descubrimiento del diodo en 1873 por Frederick Guthrie, considerado el componente básico para el desarrollo de circuitos más complejos, como lo son los transistores, los circuitos integrados, el micro controlador y microprocesadores. (Padilla, E & Vázquez, L. 2012)

5.1.9.1 Chip (Circuito integrado)

Un circuito integrado (CI), también conocido como chip o microchip, es una estructura de pequeñas dimensiones de material semiconductor, normalmente silicio, de algunos milímetros cuadrados de superficie (área), sobre la que se fabrican circuitos electrónicos generalmente mediante fotolitografía y que está protegida dentro de un encapsulado de plástico o de cerámica. El encapsulado posee conductores metálicos apropiados para hacer conexión entre el Circuito Integrado y un circuito impreso.

Los CI se hicieron posibles gracias a descubrimientos experimentales que mostraban que artefactos semiconductores podían realizar las funciones de los tubos de vacío, así como a los avances científicos de la fabricación de semiconductores a mediados del siglo XX. La integración de grandes cantidades de pequeños transistores dentro de un pequeño espacio fue un gran avance en la elaboración manual de circuitos utilizando componentes electrónicos discretos. La capacidad de producción masiva de los circuitos integrados, así como la fiabilidad y acercamiento a la construcción de un diagrama a bloques en circuitos, aseguraba la rápida adopción de los circuitos integrados estandarizados en lugar de diseños utilizando transistores discretos.

Los circuitos integrados tienen dos principales ventajas sobre los circuitos discretos: costo y rendimiento. El bajo costo es debido a los chips; ya que posee todos sus componentes impresos en una unidad de fotolitografía en lugar de ser construidos un transistor a la vez. Más aún, los CI empaquetados usan mucho menos material que los circuitos discretos. El rendimiento es alto ya que los componentes de los circuitos integrados cambian rápidamente y consumen poco poder (comparado sus contrapartes discretas) como resultado de su pequeño tamaño y proximidad de todos sus componentes. Desde 2012, el intervalo de área de chips típicos es desde unos pocos milímetros cuadrados a alrededor de 450 mm², con hasta 9 millones de transistores por mm².

Los circuitos integrados son usados en prácticamente todos los equipos electrónicos hoy en día, y han revolucionado el mundo de la electrónica. Computadoras, teléfonos móviles, y otros dispositivos electrónicos que son parte indispensables de las sociedades modernas, son posibles gracias a los bajos costos de los circuitos integrados. (Padilla, E & Vázquez, L. 2012).

5.1.9.2 Amplificadores Operacionales.

El concepto del amplificador operacional surgió hacia 1947, como un dispositivo construido con tubos de vacío, como parte de las primeras computadoras analógicas dentro de las cuales ejecutaban operaciones matemáticas (suma, resta, multiplicación, división, integración, derivación, etc.), de lo cual se originó el nombre por el cual se le conoce. El primer amplificador operacional monolítico construido como circuito integrado, fue desarrollado en 1964 en la empresa Fairchild Semiconductor por el ingeniero electricista estadounidense Robert John Widlar y llevó el número de modelo $\mu A702$. A éste le siguió el $\mu A709$ (1965), también de Widlar, y que constituyó un gran éxito comercial. Más tarde sería sustituido por el popular $\mu A741$ (1968), desarrollado por David Fullagar, y fabricado por numerosas empresas, basado en tecnología bipolar, el cual se convirtió en estándar de la industria electrónica.

Los diseños varían entre cada fabricante y cada producto, pero todos los amplificadores operacionales tienen básicamente la misma estructura interna, que consiste en tres etapas:

Amplificador diferencial: es la etapa de entrada que proporciona una baja amplificación del ruido y gran impedancia de entrada. Suelen tener una salida diferencial.

Amplificador de tensión: proporciona ganancia de tensión.

Amplificador de salida: proporciona la capacidad de suministrar la corriente necesaria, tiene una baja impedancia de salida y, usualmente, protección frente a cortocircuitos. Éste también proporciona una ganancia adicional. (Floyd, Thomas L. 2008)

5.1.9.3 Micro Controladores

Son computadores digitales, integrados en un chip que cuentan con un microprocesador o CPU (Central Processing Unit, Unidad de Procesamiento Central), una memoria para almacenar el programa y otra para datos, puertos de entrada salida, un reloj interno, y uno o más componentes periféricos como son: un temporizador, convertidores analógicos a digital, comunicador serial y circuitos reguladores.

El funcionamiento de los microcontroladores está determinado por el programa que se almacena en su memoria. Este puede escribirse en distintos lenguajes de programación y puede hacerse repetidas veces.

Por las características antes mencionadas y su alta flexibilidad, son ampliamente utilizados como el cerebro de una gran variedad de sistemas que controlan máquinas, componentes de sistemas complejos, en aplicaciones industriales de automatización, robótica, equipos médicos, sistemas, aeroespaciales, en sistemas especializados, automóviles, hornos de microondas, teléfonos y televisores; así como también están presentes en muchos controles monitoreando y procesando sistemas.

La alta integración de subsistemas que componen un micro controlador reduce el número de chips, las pistas y espacio en un circuito impreso. A través de los pines del chip asociados a las interfaces de entrada/salida se puede interactuar con otros circuitos externos enviándoles señales de comando o recibiendo estímulos correspondientes a variables externas. Por lo general varios pines de datos funcionan como entradas o salidas, de acuerdo al programa. (Padilla, E & Vázquez, L. 2012)

5.1.9.4 PIC C Compiler.

El compilador PIC C contiene operadores estándar de C y librerías de funciones incorporadas, específicas para los registros de los microcontroladores, proporcionado así una herramienta para acceder a operaciones del hardware del microcontrolador. (García E. 2011).

Los tipos de variables y cómo representar expresiones numéricas en distintos sistemas de numeración se muestran en la Figura 13 y 14, respectivamente.

Type-Specifier	Size	Range		Digits
		Unsigned	Signed	
<code>int1</code>	1 bit number	0 to 1	N/A	1/2
<code>int8</code>	8 bit number	0 to 255	-128 to 127	2-3
<code>int16</code>	16 bit number	0 to 65535	-32768 to 32767	4-5
<code>int32</code>	32 bit number	0 to 4294967295	-2147483648 to 2147483647	9-10

Figura 13. Tipos de variables

Expressions

Constants:	
123	Decimal
0123	Octal
0x123	Hex
0b010010	Binary
'x'	Character

Figura 14. Representación de variables numéricas

Crear el código en CCS

- a. Abrir el compilador PIC C de CCS

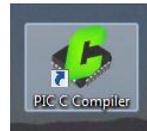


Figura 15. Icono de PIC C

- b. Dar click en la pestaña *File*

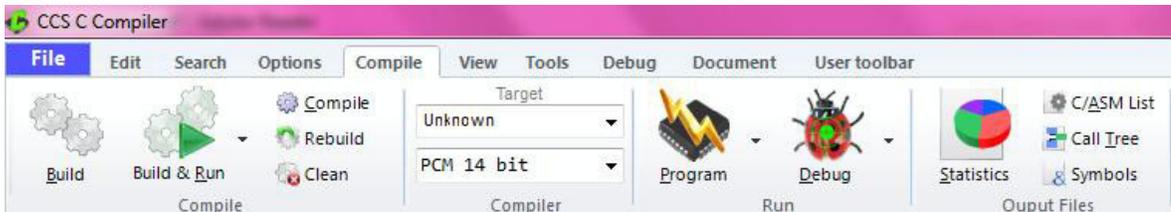


Figura 16. Menú de CCS C Compiler

- c. Dar click en la opción "Close All" para cerrar archivos de CCS abiertos

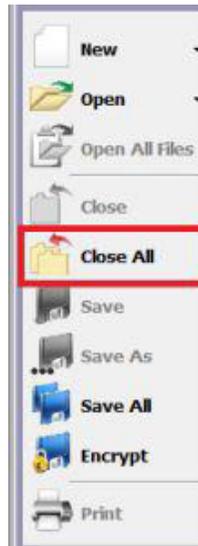


Figura 17. Pestaña de opciones

- d. Crear un nuevo archivo .c dando click en New → Source File.

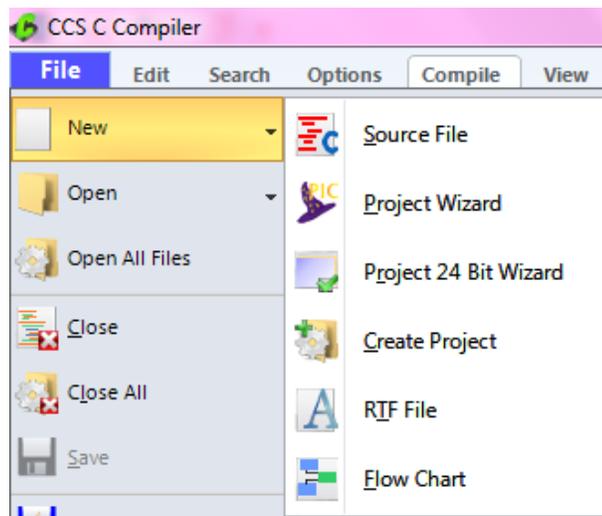


Figura 18. Crear archivo fuente

- e. Crear una nueva carpeta en la ubicación que se considere necesaria

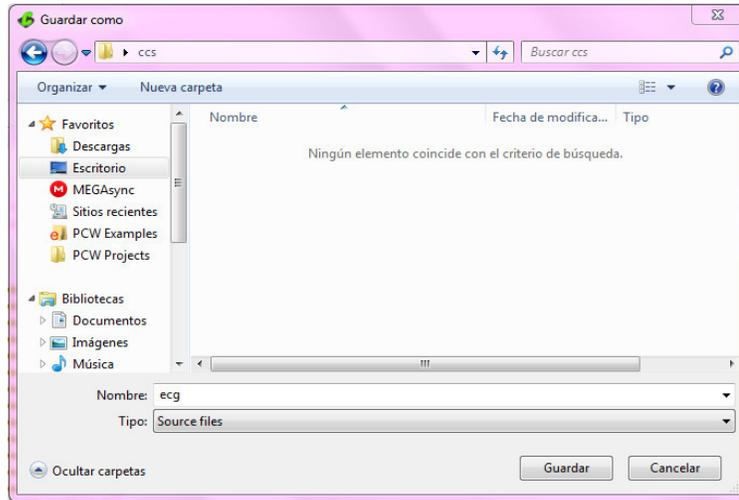


Figura 19. Ubicación del archivo a crear

- f. Copiar el código en CCS que se muestra en la figura xxx.

```
1 // DIRECTIVAS
2 #include <16F877A.h> // Librería PIC 16F877A
3 #FUSES NOWDT //No Watch Dog Timer
4 #FUSES HS //High Speed Oscillation
5 #FUSES NOPUT //No Power Up Timer
6 #FUSES NOBROWNOUT //No Brownout Reset
7 #FUSES NOLVP //No Low Voltage Programming
8 #FUSES NOWRT //Program Memory not write protected
9 #use delay (clock=4M) //Fosc=4Mhz
10
11 //PROGRAMA
12 void main(void) // Función principal
13 {
14     while(TRUE) //Bucle Infinito
15     {
16         output_low(PIN_B0); //LED Apagado
17         delay_ms(500); //Retardo de 500ms = 0,5s
18         output_high(PIN_B0); //LED Encendido
19         delay_ms(500); //Retardo de 500ms = 0,5s
20     }
21 }
22
```

Figura 20. Crear el código

- g. Dar clic en la pestaña *compile*, y en el botón *build*.

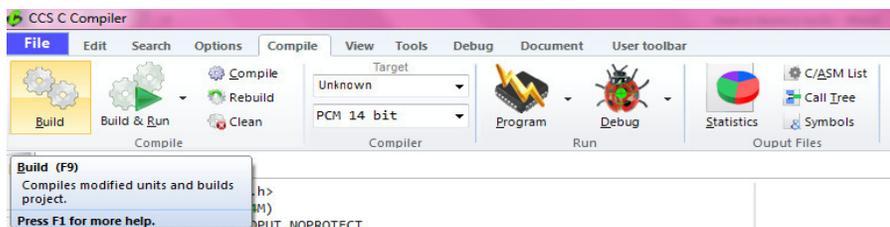


Figura 21. Correr el programa creado

VI. ANÁLISIS Y PRESENTACIÓN DE RESULTADOS

6.1 METODOLOGÍA

Esta es una investigación tecnológica porque se aplicaron los conocimientos adquiridos en la carrera de Ingeniería Electrónica, para realizar las innovaciones necesarias al simulador de señales eléctricas del corazón que se desarrolló.

Se usó la documentación sobre los estándares existentes para el diseño del simulador de señales eléctricas del corazón, recopilando toda la información técnica y requerimientos para el correcto funcionamiento del simulador de señales eléctricas del corazón.

El método de experiencias funcionales, es un método donde se valida el funcionamiento correcto y la eficiencia del artefacto, sistema o proceso. Estas experiencias posibilitan la mejora constante de nuevos productos y procesos, permite la obtención de un conocimiento empírico que garantiza que las innovaciones presenten una determinada calidad de acuerdo a normas nacionales e internacionales. (Dean, R). Por lo tanto el método utilizado es el de experiencias funcionales, porque se hicieron las modificaciones necesarias a través de simulaciones y experimentos en el laboratorio para llegar a la elaboración del producto final.

6.2 DESARROLLO

6.2.1 DISEÑO

El diseño del circuito electrónico del simulador de señales eléctricas del corazón, se realizó utilizando el PIC 16f877A, pantalla LCD 16x2, DAC 0808 y amplificadores operacionales ya que estos dispositivos son de fácil acceso y bajo costo en el comercio local. Además, se diseñó una fuente capacitiva para alimentar el circuito electrónico, ya que esta es de bajo costo, peso y tamaño. Además la corriente que demanda el circuito es aproximadamente 10mA y la fuente puede entregar hasta un máximo de 250mA.

6.2.2 Diagrama electrónico del simulador de señales eléctricas del corazón.

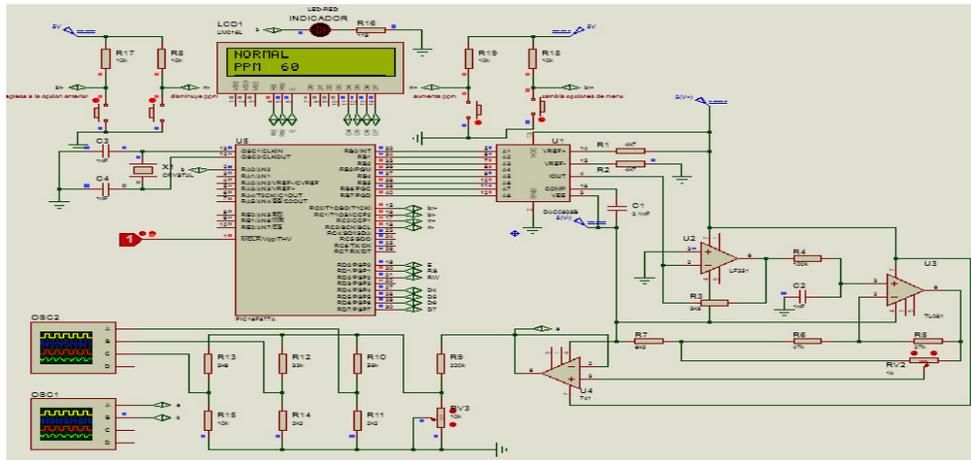


Figura22. Diagrama electrónico del simulador de señales eléctricas del corazón.

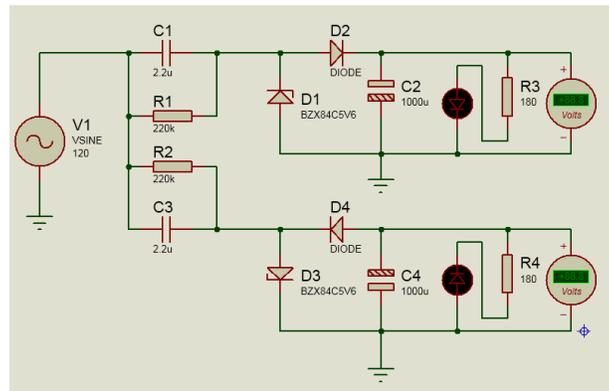


Figura23. Diagrama electrónico de la Fuente.

6.2.3 Funcionamiento

Una vez realizada la programación del PIC 16f877A se procedió a cargar dicho programa a este en el simulador Proteus ISIS.

El microcontrolador se encarga de generar en sus salidas las señales eléctricas del corazón de forma digital mostrando en una pantalla LCD de 16x2 el menú con las diferentes opciones: modo bradicardia, modo normal y modo taquicardia; a la vez estas señales de salidas digitales pasan a través de un DAC 0808 para convertirlas en señales analógicas posteriormente esta señal pasa por un filtro para eliminar señales de ruido no deseadas, después por un amplificador operacional que sirve para ajustar dicha señal con referencia 0 voltios y por ultimo pasa por un amplificar operacional LM741 para amplificar dicha señal correspondientes a las señales eléctricas del corazón.

Para cambiar los diferentes modos de arritmias: bradicardia, normal y taquicardia se utiliza el pulsador nombrado como cambia opciones de menú y una vez estando en cualquiera de los modos se puede aumentar la frecuencia del ritmo cardiaco con el pulsador nombrado aumenta ppm este aumento se hace en un rango de cada 10 pulsaciones por minuto y para disminuir la frecuencia del ritmo cardiaco se realiza con el pulsador nombrado disminuye ppm esta disminución de la frecuencia se hace de igual manera cada 10 ppm.

6.2.4 Cálculos para la programación de PIC

Se realizó el cálculo correspondiente de los tiempos de un ciclo completo de las diferentes formas de onda a cada 10 pulsaciones por minuto, de una señal eléctrica del corazón, a partir de la figura 7 y la tabla 1, se obtuvo la duración del tiempo PQ, y de la teoría recopilada se obtienen los valores de tiempo de la Onda QRS y la Onda T, calculando el tiempo ST con una resta de la sumatoria de los demás tiempos, al tiempo total. Estos cálculos se muestran en la tabla2.

LPM	TIEMPO PQ	TIEMPO QRS	TIEMPO ST	TIEMPO T	TIEMPO TP	TIEMPO TOTAL
0	0	0	0	0	0	0
10	0.2	0.08	0.084	0.25	5.386	6
20	0.2	0.08	0.084	0.25	2.386	3
30	0.2	0.08	0.084	0.25	1.386	2
40	0.2	0.08	0.084	0.25	0.886	1.5
50	0.2	0.08	0.084	0.25	0.586	1.2
60	0.2	0.08	0.056	0.25	0.414	1
70	0.2	0.08	0.031	0.25	0.2961	0.8571
80	0.2	0.08	0.012	0.25	0.208	0.75
90	0.193	0.0782	0.0048	0.238	0.1527	0.6667
100	0.186	0.0764	0.0046	0.226	0.107	0.6
110	0.172	0.0728	0.0152	0.202	0.0834	0.5455
120	0.165	0.071	0.022	0.19	0.052	0.5
130	0.158	0.0692	0.0258	0.178	0.0305	0.4615
140	0.151	0.0674	0.0296	0.166	0.0145	0.4286
150	0.144	0.0656	0.0324	0.154	0.004	0.4
160	0.137	0.0638	0.0262	0.142	0.006	0.375
170	0.12	0.06	0.072	0.1	0.00094	0.3529
180	0.09	0.05	0.082	0.1	0.01133	0.3333
190	0.08	0.05	0.082	0.1	0.0037	0.3158
200	0.07	0.05	0.095	0.08	0.005	0.3

Tabla 2. Tiempos y retardos de los componentes de la onda cardiaca.

6.2.5 Programación del PIC 16f877A

La programación del PIC se realizó en base a los datos obtenidos en la tabla 2, utilizando el software PIC C Compiler.

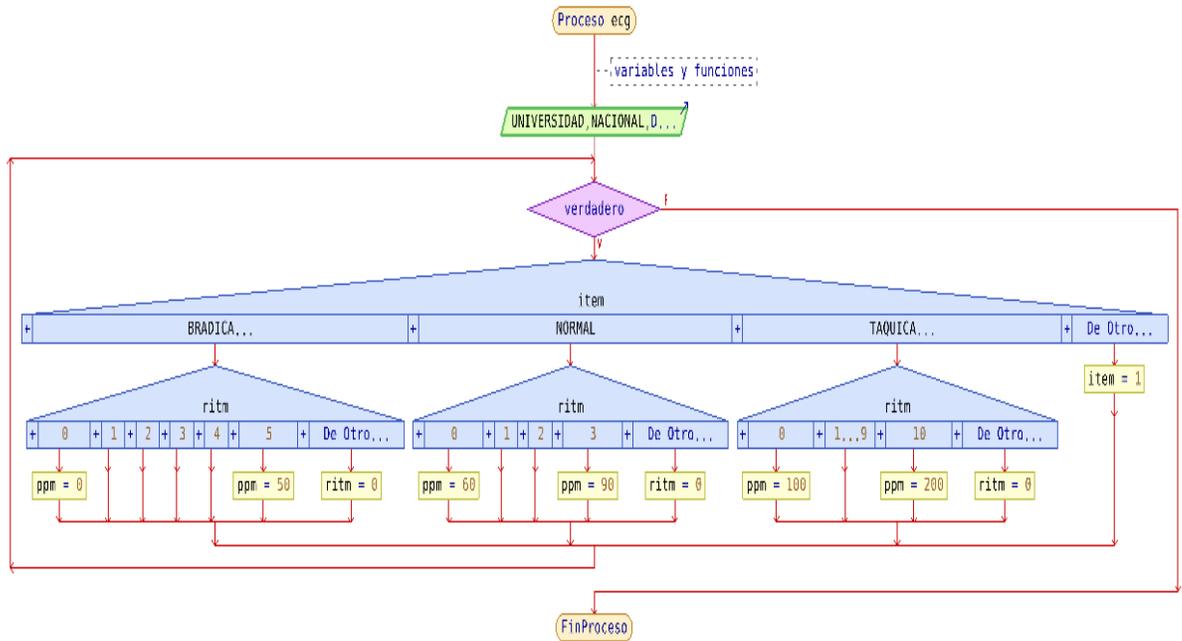


Figura 24. Algoritmo del código para el simulador de actividad eléctrica del corazón.

A continuacion se mostraran el codigo de programacion en lenguaje C bajo el entorno del Software PIC C Compiler.

```
ecg.c
1  #include <16F877A.h>
2  #use delay(clock=4M)
3  #fuses HS,NOWDT,NOPUT,NOLVP,NOBROWNOUT,NOWRT,NOPROTECT
4  #include <lcd.c>
5  #byte port_b=0x06
6  #byte tris_c=0x87
7  /// Asignamos a la variable port_b, de 8 bits, el espacio de memoria 0x06
8  /// del microcontrolador, que es la dirección de memoria del registro
9  /// port_b
10 int item=0;
11 int ritm=0;
12 int imp=0;
13 #include <ondas.c> //es una libreria creada que contiene los valores digitale
14 #include <ppm.c> //es una libreria creada que contiene las intraciones
15 //para variar los pulsos por minuto de 0 a 200 en pasos de
16 void main(void)
17 {
18 output_high(pin_a0); /// Inicializa el led qrs en ENCENDIDO.
19 set_tris_b(0); /// Declaramos todos los pines del puerto B como salidas.
20 set_tris_c(15); /// Declaramos los pines de c0 a c3 como entrada y el res
21 port_b=0; /// inicia el puerto b en 0
22 lcd_init(); /// inicializa la pantalla para poder utilizarla.
23
24 lcd_gotoxy(3,1); //ubica el cursor en la primera linea de la pantalla y pri
25 lcd_putc("UNIVERDIDAD");
26 lcd_gotoxy(4,2);
27 lcd_putc("NACIONAL");
28 delay_ms(1000);
```

```

29 lcd_putc("\f");
30 lcd_gotoxy(2,1); //ubica el cursor en la primera linea de la pantalla y pri
31 lcd_putc("DE INGENIERIA");
32 lcd_gotoxy(7,2);
33 lcd_putc("UNI");
34 delay_ms(1000); //genera un retardo de 1 segundo
35 lcd_putc("\f");
36
37 lcd_gotoxy(4,1); //ubica el cursor en la primera linea de la pantalla y pri
38 lcd_putc("SUMULADOR");
39 lcd_gotoxy(5,2);
40 lcd_putc("DE ECG");
41 delay_ms(1000);
42 lcd_putc("\f");
43
44 while (true) // Bucle infinito para que las instrucciones que estén
45 {
46
47 //las siguientes lineas de codigo manipulan la variable de control item utiliza
48 //entre, taquicardia, normal, bradicardia.
49
50 if(input(PIN_C3)==0) //detecta si el boton en el pin c0 fue precionado
51 {
52     item++; //item incrementa en uno cada vez que el boton en el
53     delay_ms(1000); //ganera un retardo de un segundo para evitar que se
54 }
55 if(input(PIN_C0)==0)//detecta si el boton en el pin c1 fue precionado
56 {
57     item--; //item decrementa en uno cada vez que el boton en el
58     delay_ms(1000); //ganera un retardo de un segundo para evitar que se
59 }
60 switch(item) //controla el menu de opciones antes mencionado
61 {
62     case 0:
63     lcd_gotoxy(1,1); //ubica el cursor en la primera linea de la panta
64     lcd_putc("\fBRADICARDIA"); // Escribe en la lcd
65     ppm(0);
66     break;
67
68     case 1:
69     lcd_gotoxy(1,1); //ubica el cursor en la primera linea de la panta
70     lcd_putc("\fNORMAL"); // Escribe en la lcd
71     ppm(1);
72     break;
73
74     case 2:
75     lcd_gotoxy(1,1); //ubica el cursor en la primera linea de la panta
76     lcd_putc("\fTAQUICARDIA"); // Escribe en la lcd
77     ppm(2);
78     break;
79
80     default:
81     item=1; //ajusta la variable item a 0 para generar una sencaion
82     break;
83
84 }
85 }/// fin de bucle while
86 }/// fin de función principal main
87

```

```
1 void onda_p(int16 p)//valores digitales de la onda P
2 {
3
4     int i=0;
5     char ecg[] = { 0x8C,0x4C,0xAC,0x6C,0xEC,0x1C,0x9C,0x9C,0x5C,0xDC,0x3C,0x3C,0xBC,
6     0xBC,0x7C,0x7C,0xFC,0xFC,0x02,0x02,0x02,0x02,0x02,0x02,0xFC,0xFC,0xFC,0x7C,0xBC,
7     0xBC,0x3C,0xDC,0xDC,0x5C,0x9C,0x1C,0xEC,0x6C,0xAC,0xCC,0x8C};
8
9     for(i=0;i<41;i++)
10     {
11         port_b=ecg[i];
12         delay_us(p);
13     }
14 }
15
16 void onda_qrs(int16 q)//valores digitales de la onda qrs
17 {
18     output_high(pin_a0);
19     int i=0;
20     char ecg[] = { 0xB4,0xD4,0x94,0xE4,0x64,0x24,0x44,0x04,0x78,0xD8,0x58,0x68,0x78,
21     0x74,0x3C,0x0A,0xFA,0x0E,0x41,0x89,0x05,0x2D,0xC3,0xEB,0xC3,0x4D,0x59,0x51,0xDE,
22     0xE6,0xAA,0x62,0x4C,0xC4,0x90,0xF0,0x68,0xB8,0xC4,0x34};
23     for(i=0;i<40;i++)
24     {
25         port_b=ecg[i];
26         delay_us(q);
27     }
28     output_low(pin_a0);
29 }
30
31 void onda_t(int16 t)//valores digitales de la onda T
32 {
33     int i=0;
34     char ecg[] = { 0xAC,0x6C,0x1C,0x9C,0x5C,0xDC,0x3C,0xBC,0xFC,0x02,0x82,0x82,0x42,
35     0xC2,0x22,0x22,0xA2,0x62,0xE2,0xE2,0x12,0x92,0x52,0x52,0xD2,0x32,0x32,0xB2,0xB2,
36     0xB2,0x72,0x72,0xF2,0xF2,0xF2,0XF2,0XF2,0XF2,0XF2,0XF2,0XF2,0XF2,0XF2,
37     0XF2,0xF2,0xF2,0xF2,0x72,0x72,0xB2,0xB2,0x32,0x32,0xD2,0xD2,0x52,0x52,0x92,0x12,
38     0x12,0xE2,0x62,0xA2,0x22,0xC2,0x42,0x82,0x02,0xFC,0xBC,0x3C,0xDC,0x9C,0xEC,0x2C};
39     for(i=0;i<77;i++)
40     {
41         port_b=ecg[i];
42         delay_us(t);
43     }
44 }
45
```

```
1 void imprimir(int mas)//Funcion usada para imprimir el valor del ritmo cardiaco
2 {
3     imp=(ritm+mas)*10;
4     lcd_gotoxy(1,2);
5     lcd_putc("PPM"); // Escribes en la lcd
6     lcd_gotoxy(6,2);
7     printf(lcd_putc,"%u",imp); // Escribes en la lcd
8 }
9
10 void ppm (int caso)
11 {
12     switch(caso) //controla el menu de opciones antes mencionado
13     {
14         case 0:
15             if(input(PIN_C2)==0)
16             {
17                 ritm++;
18                 delay_ms(500);
19             }
20             if(input(PIN_C3)==0)
21             {
22                 ritm--;
23                 delay_ms(500);
24             }
25             imprimir(0);
26             if(ritm==0)// 0 PPM
27             {
28                 port_b=0x0C;
29                 delay_ms(100);
30             }
31
32             if(ritm==1)//10 PPM
33             {
34                 onda_p(4390);
35                 port_b=0x0C;
36                 delay_us(20000);
37                 onda_qrs(2000);
38                 port_b=0x0C;
39                 delay_ms(84);
40                 onda_t(3247);
41                 port_b=0x0C;
42                 delay_ms(5376);}
43
44             if(ritm==2)//20 PPM
45             {
46                 onda_p(4390);
47                 port_b=0x0C;
48                 delay_ms(20);
49                 onda_qrs(2000);
50                 port_b=0x0C;
51                 delay_ms(84);
52                 onda_t(3247);
53                 port_b=0x0C;
54                 delay_ms(2366);}
55
56             if(ritm==3) //30 PPM
57             {
58                 onda_p(4390);
```

```

59     port_b=0x0C;
60     delay_ms(20);
61     onda_qrs(2000);
62     port_b=0x0C;
63     delay_ms(84);
64     onda_t(3247);
65     port_b=0x0C;
66     delay_ms(1360);}
67
68     if(ritm==4)//40 PPM
69     {
70     onda_p(4390);
71     port_b=0x0C;
72     delay_ms(20);
73     onda_qrs(2000);
74     port_b=0x0C;
75     delay_ms(84);
76     onda_t(3247);
77     port_b=0x0C;
78     delay_ms(866);}
79
80     if(ritm==5)// 50 PPM
81     {
82     onda_p(4390);
83     port_b=0x0C;
84     delay_ms(20);
85     onda_qrs(2000);
86     port_b=0x0C;
87     delay_ms(84);
88     onda_t(3247);
89     port_b=0x0C;
90     delay_ms(561);}
91     if(ritm>5)
92     {
93     ritm=0;
94     }
95
96     break;
97
98     case 1:
99     if(input(PIN_C2)==0)
100    {
101    ritm++;
102    delay_ms(500);
103    }
104    if(input(PIN_C3)==0)
105    {
106    ritm--;
107    delay_ms(500);
108    }
109    imprimir(6);
110    if(ritm==0)//60 ppm
111    {
112    onda_p(4390);
113    port_b=0x0C;
114    delay_ms(20);
115    onda_qrs(2000);
116    port_b=0x0C;
117    delay_ms(54);
118    delay_us(982);
119    onda_t(3247);
120    port_b=0x0C;
121    delay_ms(395);}
122
123    if(ritm==1)//70 ppm
124    {
125    onda_p(4390);

```

```

126     port_b=0x0C;
127     delay_ms(20);
128     onda_qrs(2000);
129     port_b=0x0C;
130     delay_ms(31);
131     onda_t(3247);
132     port_b=0x0C;
133     delay_ms(274);}
134
135     if(ritm==2)//80 ppm
136     {
137     onda_p(4390);
138     port_b=0x0C;
139     delay_ms(20);
140     onda_qrs(2000);
141     port_b=0x0C;
142     delay_ms(12);
143     onda_t(3247);
144     port_b=0x0C;
145     delay_ms(186);}
146
147     if(ritm==3)//90 ppm
148     {
149     onda_p(4237);
150     port_b=0x0C;
151     delay_us(19300);
152     onda_qrs(1955);
153     port_b=0x0C;
154     delay_us(4950);
155     onda_t(3091);
156     port_b=0x0C;
157     delay_ms(131);}
158
159     if(ritm>3)
160     {
161     ritm=0;
162     }
163
164     break;
165
166     case 2:
167     if(input(PIN_C2)==0)
168     {
169     ritm++;
170     delay_ms(500);
171     }
172     if(input(PIN_C3)==0)
173     {
174     ritm--;
175     delay_ms(500);
176     }
177     imprimir(10);
178     if(ritm==0)//100 ppm
179     {
180     onda_p(4083);
181     port_b=0x0C;
182     delay_us(18600);
183     onda_qrs(1910);
184     port_b=0x0C;
185     delay_us(4600);
186     onda_t(2935);
187     port_b=0x0C;
188     delay_ms(87);}
189
190     if(ritm==1)//110 ppm
191     {
192     onda_p(3776);

```

```

193     port_b=0x0C;
194     delay_us(17200);
195     onda_qrs(1820);
196     port_b=0x0C;
197     delay_us(15200);
198     onda_t(2623);
199     port_b=0x0C;
200     delay_ms(63);}
201
202     if(ritm==2)//120 ppm
203     {
204         onda_p(3622);
205         port_b=0x0C;
206         delay_us(16500);
207         onda_qrs(1775);
208         port_b=0x0C;
209         delay_ms(22);
210         onda_t(2468);
211         port_b=0x0C;
212         delay_ms(32);}
213
214     if(ritm==3)//130 ppm
215     {
216         onda_p(3468);
217         port_b=0x0C;
218         delay_us(15800);
219         onda_qrs(1730);
220         port_b=0x0C;
221         delay_us(26338);
222         onda_t(2312);
223         port_b=0x0C;
224         delay_ms(11);}
225
226     if(ritm==4)//140 ppm
227     {
228         onda_p(3315);
229         port_b=0x0C;
230         delay_us(15100);
231         onda_qrs(1685);
232         port_b=0x0C;
233         delay_us(12141);
234         onda_t(2156);
235         port_b=0x0C;
236         delay_ms(14);}
237
238     if(ritm==5)//150 ppm
239     {
240         onda_p(3161);
241         port_b=0x0C;
242         delay_us(14400);
243         onda_qrs(1640);
244         port_b=0x0C;
245         delay_us(15400);
246         onda_t(2000);
247         port_b=0x0C;

```

```

259     port_b=0x0C;
260     delay_ms(6);}
261
262     if(ritm==7)//170 ppm
263     {
264     onda_p(2834);
265     port_b=0x0C;
266     delay_ms(12);
267     onda_qrs(1500);
268     port_b=0x0C;
269     delay_us(5135);
270     onda_t(1599);
271     port_b=0x0C;
272     delay_us(20120);}
273
274     if(ritm==8)//180 ppm
275     {
276     onda_p(2776);
277     port_b=0x0C;
278     delay_ms(9);
279     onda_qrs(1450);
280     port_b=0x0C;
281     delay_us(10473);
282     onda_t(1499);
283     port_b=0x0C;
284     delay_ms(11);}
285
286     if(ritm==9)//190 ppm
287     {
288     onda_p(2756);
289     port_b=0x0C;
290     delay_ms(8);
291     onda_qrs(1350);
292     port_b=0x0C;
293     delay_us(9458);
294     onda_t(1399);
295     port_b=0x0C;
296     delay_ms(8);}
297
298     if(ritm==10)//200 ppm
299     {
300     onda_p(2537);
301     port_b=0x0C;
302     delay_ms(7);
303     onda_qrs(1310);
304     port_b=0x0C;
305     delay_us(4400);
306     onda_t(1239);
307     port_b=0x0C;
308     delay_ms(22);}
309
310     if(ritm>10)
311     {
312     ritm=0;}
313     }
314 }

```

6.2.6 Simulación

La simulación se realizó en PROTEUS (ISIS) para verificar el correcto funcionamiento del diseño obteniéndose los siguientes resultados.

Modo bradicardia a 20 pulsaciones por minuto

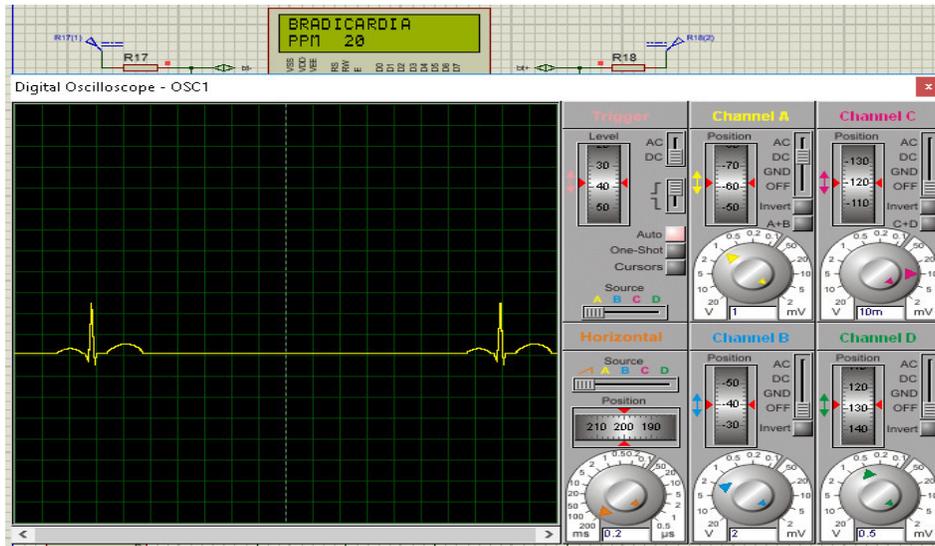


Figura 25. Modo bradicardia 20 ppm

Modo normal a 60 pulsaciones por minuto

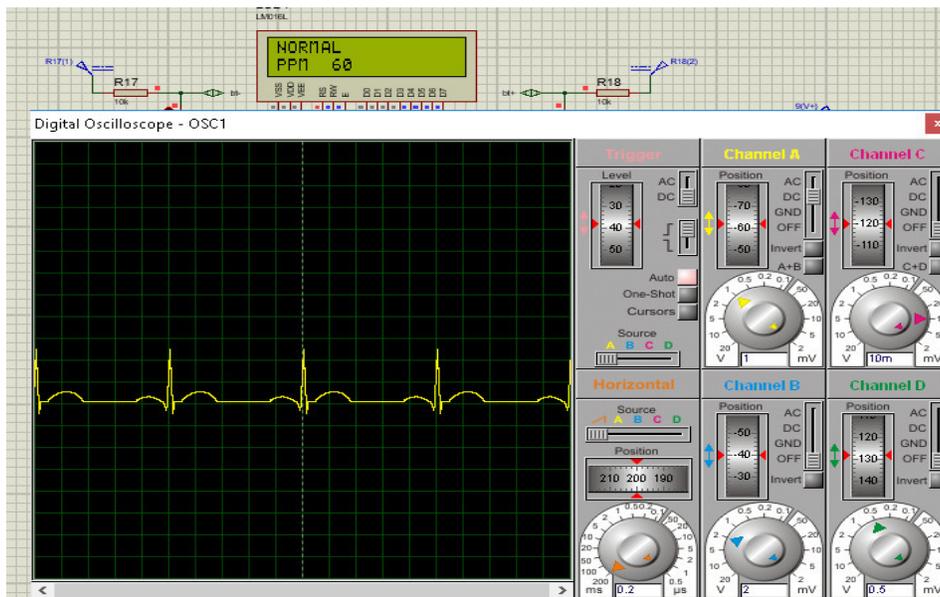


Figura 26. Modo normal 60 ppm

Modo normal a 60 pulsaciones por minuto

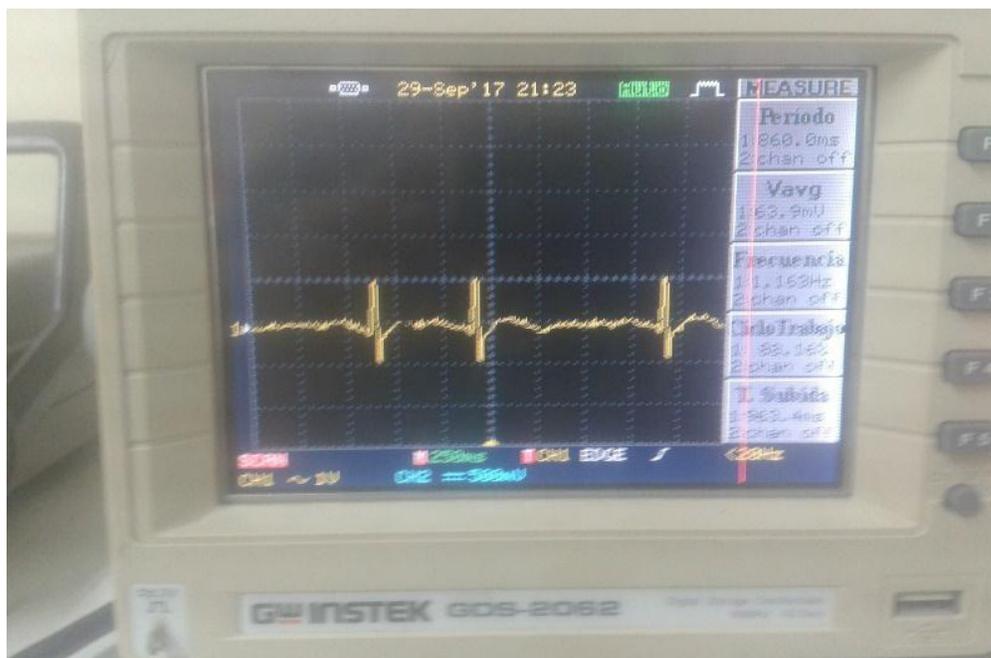


Figura 29. Modo normal 60 ppm

Modo taquicardia a 200 pulsaciones por minuto

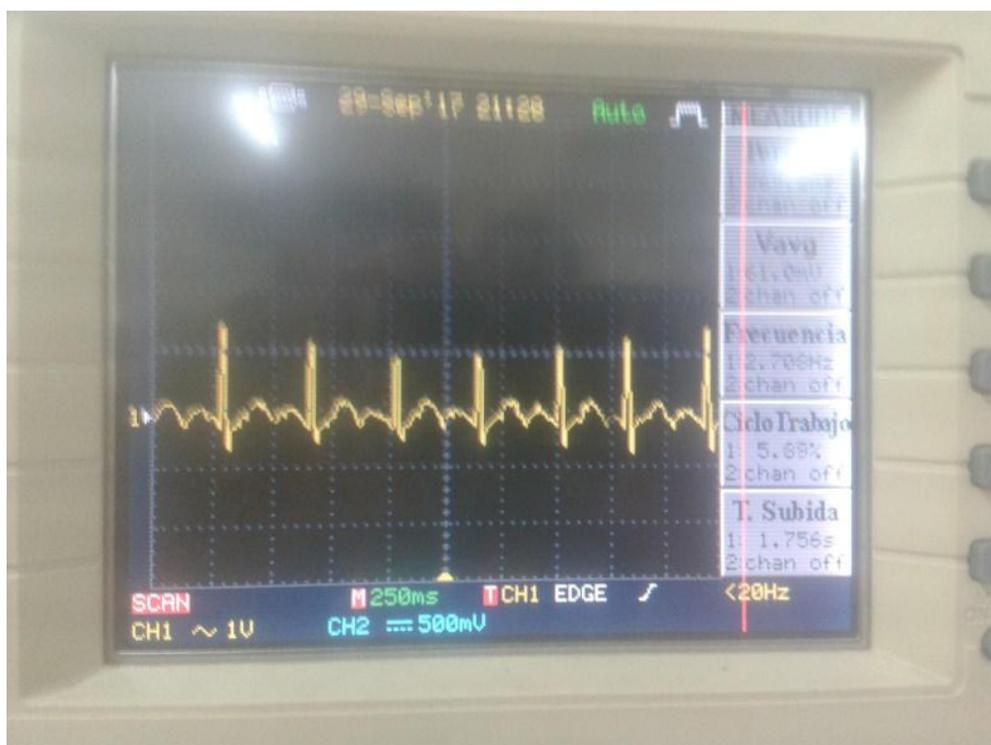


Figura 30. Modo taquicardia 200 ppm

6.2.8 Implementación.

Para el diseño de la PCB (printed Circuit Board) se utilizó el software PCB wizard.

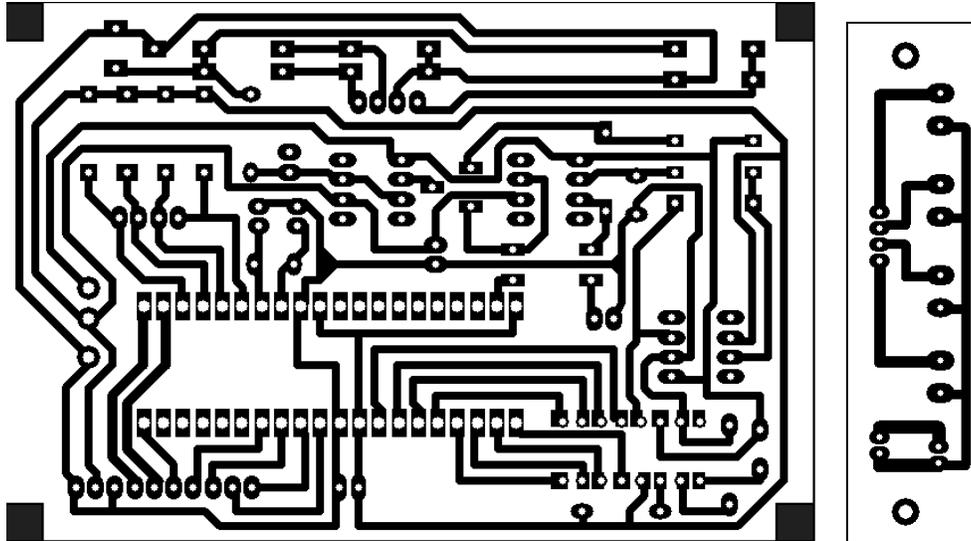


Figura 31. Pistas del simulador de señales eléctricas del corazón

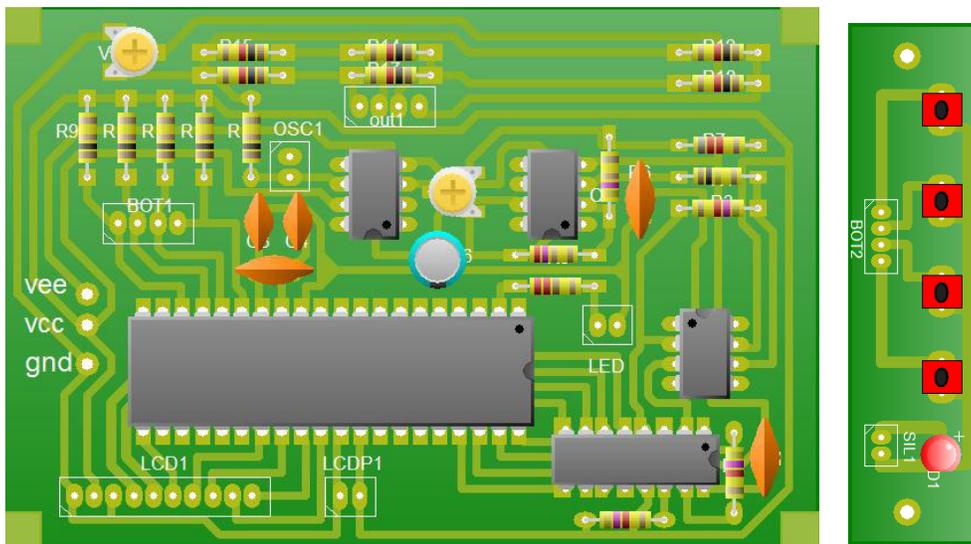


Figura 32. Vista Real con componentes del simulador de señales eléctricas del corazón

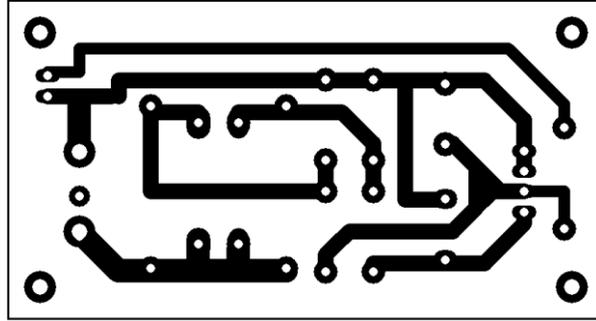


Figura 33. Pistas de la fuente para el simulador de señales eléctricas del corazón.

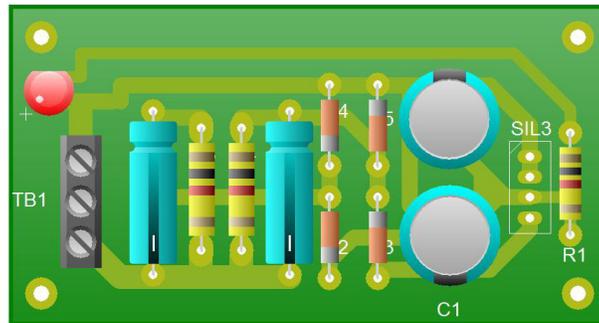


Figura 34. Vista real de la fuente para el simulador de señales eléctricas del corazón.

Posteriormente se realizó el montaje de los componentes en la tarjeta PCB para la fuente capacitiva y para el simulador de señales eléctricas del corazón.

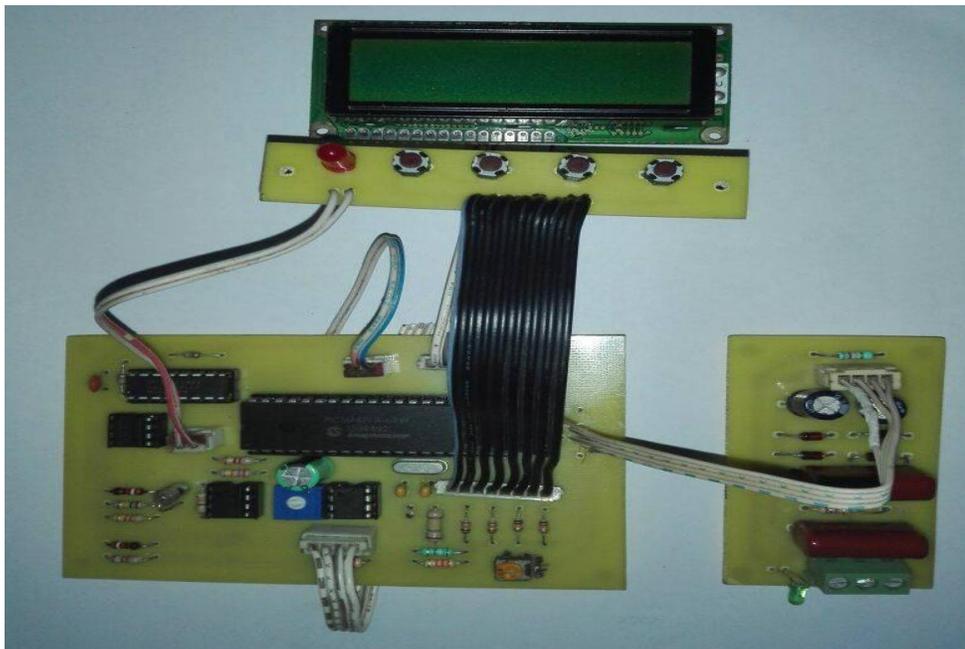


Figura 35. Vista real del simulador de señales eléctricas del corazón con su fuente de alimentación.

Finalmente se obtuvo como resultado el prototipo del simulador de señales eléctricas del corazón.



Figura 36. Prototipo del simulador de señales eléctricas del corazón.

6.2.9 Tabla de costos (Precio en Córdoba).

Elemento	Valor	Cantidad	Precio C\$
Convertidor digital analógico 8bit	DAC0808	1	320
Pantalla de 16x2	CH16022A	1	300
Micro controlador 8bit	16F887A	1	250
Amplificador operacional	TL081	2	30
Amplificador operacional	LM741	1	36
Resistencia de ¼ watt	10 KΩ	5	15
Resistencia de ¼ watt	4.7KΩ	2	6
Resistencia de ¼ watt	3.3KΩ	1	3
Resistencia de ¼ watt	100KΩ	1	3
Resistencia de ¼ watt	27KΩ	1	3
Resistencia de ¼ watt	47KΩ	1	3
Resistencia de ¼ watt	8.2KΩ	1	3
Resistencia de ¼ watt	2.2KΩ	2	6
Resistencia de ¼ watt	56KΩ	1	3
Resistencia de ¼ watt	33KΩ	1	3
Resistencia de ¼ watt	3.9KΩ	1	3
Resistencia de ¼ watt	220KΩ	3	9
Resistencia de ¼ watt	180Ω	3	9
Potenciómetro	1KΩ	1	10
Potenciómetro	10KΩ	1	10
Capacitor cerámico	0.1nF	1	6
Capacitor cerámico	1nF	1	6
Capacitor cerámico	33pF	2	15
Capacitor cerámico	2.2uF	2	40
Capacitor electrolítico	1000uF	2	40
Cristal Oscilador de Cuarzo	4MHz	1	30
Pulsador N/A	N/A	4	20
Diodo Emisor de Luz (LED)	Rojo	2	16
Diodo Emisor de Luz (LED)	Azul	1	8
Diodo Zenner	5.6V	2	17
Base porta integrado	8 pin	3	24
Base porta integrado	16 pin	1	16
Base porta integrado	40 pin	1	30
Tarjeta virgen	10x20 cm	1	70
Terminales borneras	Hembra	5	50
Mano de Obra			300
Caja para prototipo	15x25cm	1	300
TOTAL			2,043

Tabla 3. Lista de dispositivos utilizados y su costo.

Análisis de costos

Marca	Equipo	Precio en córdobas
Skx	2000	3,800
Laerda medical	Vital sim	5,000
He instrument	Tech patient cardio	10,675
Prototipo uni	Prototipo UNI	2,043

De la tabla anterior se observa que los precios de los equipos simuladores de ECG encontrados con diferentes marcas son muchos más costosos (ver anexo) que el prototipo realizado en esta monografía. Comparado con el que tiene el precio más bajo el prototipo en esta monografía tiene un costo de un 46% menor y comparado con el que tiene el precio más alto tiene un 80% menor.

En conclusión, se tendría un porcentaje menor promedio 63%.

VII. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

A partir de la realización de este proyecto se pueden inferir las siguientes Conclusiones y Recomendaciones:

- El simulador de señales eléctricas del corazón funcionó como se tenía esperado considerando que se realizaron modificaciones referentes a las pruebas que se realizaron en la simulación y en la tabla de nodos las cuales nos llevaron a nuestro diseño final cumpliendo con los requerimientos y estándares requeridos. Logrando un prototipo de 11x7x6 cm, que se puede conectar a la red eléctrica convencional de 120V.
- Utilizando el software proteus ISIS se verificó el correcto funcionamiento del simulador de señales eléctricas del corazón, comprobando los diferentes modos de operación bradicardia, normal y taquicardia.
- La implementación del simulador de señales eléctricas del corazón se realizó con componentes que se encuentran fácilmente en el mercado nacional de la electrónica; estos componentes brindaron eficiencia en el funcionamiento de dicho proyecto.
- Tras realizar comparaciones en algunas páginas web con diferentes Simuladores de ecg comerciales, nuestro simulador es hasta un 63% de menor costo. (*anexos*).
- Son importantes las herramientas utilizadas para lograr el desarrollo del proyecto tales como el programador de PIC C, simulador Proteus ISIS y PCB wizard ya que fueron los softwares que se utilizaron para llevar a cabo el producto final.
- Se recomienda utilizar componentes que se puedan encontrar con facilidad en el mercado nacional y que se han de bajo costo, ya que esta garantiza el éxito del proyecto.
- Se recomienda usar las todas normas de seguridad para la elaboración de la tarjeta PCB en especial para el uso del ácido en el momento de elaborar las pistas.

VIII. BIBLIOGRAFÍA

- (1). Gómez, J. (2011). Electrocardiógrafo Móvil con Sistema de Alerta Inalámbrico, (Tesis). Universidad Nacional Autónoma de México, México DF, México. Recuperado de <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/309/A7.pdf?sequence=7>.
- (2). Fernández, A. (2014). Diseño de un canal de instrumentación para un sistema electrocardiograma y un pulsioxímetro, (Tesis). Universidad Pública de Navarra, Pamplona, España. Recuperado de <http://academicae.unavarra.es/bitstream/handle/2454/13348/629177.pdf?sequence=1>.
- (3). Padilla, E & Vázquez, L (2012). Diseño de un sistema simulador de las señales eléctricas del corazón y posibles aplicaciones, (Tesis), Universidad Nacional Autónoma de México, México DF, México. Recuperado de <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/2950/Tesis.pdf?sequence=1>.
- (4). Rossi, E. Martínez, A. & Siri, L. Simulador de ECG para aplicaciones educativas y clínicas. Universidad Nacional de Entre Ríos, Concepción del Uruguay, Argentina. Recuperado de <http://www.bioingenieria.edu.ar/grupos/geic/biblioteca/archivos/Trabypres/T08EPAr08.pdf>
- (5). Yapur, M. Argüello, S. & Márquez, J. Análisis, diseño y construcción de un simulador de señales de paciente para ser usado en electrocardiografía, utilizando comandos digitales. Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL). Guayaquil, Ecuador. Recuperado de <https://www.dspace.espol.edu.ec/bitstream/123456789/13495/1/An%C3%A1lisis%20dise%C3%B1o%20y%20construcci%C3%B3n%20de%20un%20simulador%20de%20se%C3%B1ales%20de%20paciente%20para%20ser%20usado%20en%20electrocardiograf%C3%ADa%20.pdf>
- (6). Dean, R. La investigación Tecnológica. Rio Cuarto, Argentina, Recuperado de <https://www.unrc.edu.ar/publicar/23/dossidos.html>.
- (7). BIOMED EQUIP. (2015). Patient Simulator. Bedford Heights (Ohio). Recuperado de http://biomedequip.com/index.php?route=product/category&path=59_67

- (8). Floyd, Thomas L. (2008). «El Amplificador Operacional». En Luis Miguel Cruz Castillo. Dispositivos electrónicos. Pearson Educación. p. 593. ISBN 978-970-26-1193-6.
- (9). Dubin, D. (1974). *Electrocardiografía práctica*. México: McGraw-Hill.
- (10). Edminister, Joseph. (1997). *Circuitos Eléctricos*. México: McGraw-Hill Inter Americana.
- (11). García E.(2011). Compilador C CCS y simulador proteus para microcontroladores Pic(PP.24-40). México: Alfa omega.
- (12). Guyton, Arthur C. (2003). Tratado de fisiología médica. Musculo cardiaco: el corazón como bomba y la función de las válvulas cardiacas (PP.101-102).España: Elsevier Saunders.
- (13). Sevilla .F. X. (2017). MONOGRAFÍAS ELECTRÓNICA. Managua.
Recuperado de
https://es.scribd.com/document/226678678/MONOGRAFIAS-ELECTRONICA-xlsx#fullscreen&from_embed.

SIMULADOR DE SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CORAZÓN

DA03808

Absolute Maximum Ratings (Note 2)

If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.

Power Supply Voltage

V_{CC}	+18 V_{DC}
V_{EE}	-18 V_{DC}
Digital Input Voltage, V5-V12	-10 V_{DC} to +18 V_{DC}
Applied Output Voltage, V_O	-11 V_{DC} to +18 V_{DC}
Reference Current, I_{REF}	5 mA
Reference Amplifier Inputs, V14, V15	V_{CC} , V_{EE}
Power Dissipation (Note 4)	1000 mW
ESD Susceptibility (Note 5)	TBD

Storage Temperature Range	-65°C to +150°C
Lead Temp. (Soldering, 10 seconds)	
Dual-In-Line Package (Plastic)	260°C
Dual-In-Line Package (Ceramic)	300°C
Surface Mount Package	
Vapor Phase (60 seconds)	215°C
Infrared (15 seconds)	220°C

Operating Ratings

Temperature Range	$T_{MIN} \leq T_A \leq T_{MAX}$
DA03808	$0 \leq T_A \leq +75^\circ\text{C}$

Electrical Characteristics

($V_{CC} = 5V$, $V_{EE} = -15 V_{DC}$, $V_{REF}/R14 = 2 \text{ mA}$, and all digital inputs at high logic level unless otherwise noted.)

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
E_r	Relative Accuracy (Error Relative to Full Scale I_O) DAC0808LC (LM1408-8)	(Figure 4)			± 0.10	%
	Settling Time to Within 1/5 LSB (Includes t_{PLD})	$T_A = 25^\circ\text{C}$ (Note 7), (Figure 5)		150		ns
t_{PLD} , t_{VHL}	Propagation Delay Time	$T_A = 25^\circ\text{C}$, (Figure 5)		30	100	ns
TCI_O	Output Full Scale Current Drift			± 20		ppm/°C
MSB	Digital Input Logic Levels	(Figure 3)				
V_{IH}	High Level, Logic "1"		2			V_{DC}
V_{IL}	Low Level, Logic "0"				0.8	V_{DC}
MSB	Digital Input Current	(Figure 3)				
	High Level	$V_{IH} = 5V$		0	0.040	mA
	Low Level	$V_{IL} = 0.8V$		-0.003	-0.8	mA
I_{IS}	Reference Input Bias Current	(Figure 3)		-1	-3	μA
	Output Current Range	(Figure 3)				
		$V_{EE} = -5V$	0	2.0	2.1	mA
		$V_{EE} = -15V$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	0	2.0	4.2	mA
I_O	Output Current	$V_{REF} = 2.000V$, $R14 = 1000\Omega$, (Figure 3)				
	Output Current, All Bits Low	(Figure 3)	1.9	1.99	2.1	mA
	Output Voltage Compliance (Note 3)	$E_r \leq 0.19\%$, $T_A = 25^\circ\text{C}$				
		$V_{EE} = -5V$, $I_{REF} = 1 \text{ mA}$			-0.55, +0.4	V_{DC}
		V_{EE} Below -10V			-5.0, +0.4	V_{DC}
SR_{IREF}	Reference Current Slew Rate	(Figure 6)	4	8		mA/ μs
	Output Current Power Supply Sensitivity	$-5V \leq V_{EE} \leq -18.5V$		0.05	2.7	$\mu\text{A/V}$
I_{CC}	Power Supply Current (All Bits Low)	(Figure 3)				
				2.3	22	mA
I_{EE}				-4.3	-13	mA
V_{CC}	Power Supply Voltage Range	$T_A = 25^\circ\text{C}$, (Figure 3)	4.5	5.0	5.5	V_{DC}
V_{EE}			-4.5	-15	-16.5	V_{DC}
	Power Dissipation					

SIMULADOR DE SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CORAZÓN

DAC0808

Electrical Characteristics (Continued)

($V_{CC} = 5V$, $V_{EE} = -15V$, $V_{CC}/V_{EE}/R_{14} = 2 \text{ mA}$, and all digital inputs at high logic level unless otherwise noted.)

Symbol	Parameter	Conditions	Min	Typ	Max	Units
	All Bits Low	$V_{CC} = 5V$, $V_{EE} = -5V$		33	170	mW
	All Bits High	$V_{CC} = 5V$, $V_{EE} = -15V$		108	305	mW
		$V_{CC} = 15V$, $V_{EE} = -5V$		90		mW
		$V_{CC} = 15V$, $V_{EE} = -15V$		160		mW

Note 2: Absolute Maximum Ratings indicate limits beyond which damage to the device may occur. DC and AC electrical specifications do not apply when operating the device beyond its specified operating conditions.

Note 3: Range control is not required.

Note 4: The maximum power dissipation must be derated at elevated temperatures and is dictated by T_{MAX} , θ_{JA} , and the ambient temperature, T_A . The maximum allowable power dissipation at any temperature is $P_{D(max)} = (T_{MAX} - T_A)/\theta_{JA}$ or the number given in the Absolute Maximum Ratings, whichever is lower. For this device, $T_{MAX} = 125^\circ\text{C}$, and the typical junction-to-ambient thermal resistance of the dual-in-line J package when the board mounted is 100°C/W . For the dual-in-line N package, this number increases to 175°C/W and for the small outline M package this number is 100°C/W .

Note 5: Human body model, 100 pF discharged through a $1.5 \text{ k}\Omega$ resistor.

Note 6: All current switches are tested to guarantee at least 50% of rated current.

Note 7: All bits switched.

Note 8: Pin-out numbers for the DAC0808 represent the dual-in-line package. The small outline package pinout differs from the dual-in-line package.

Typical Application

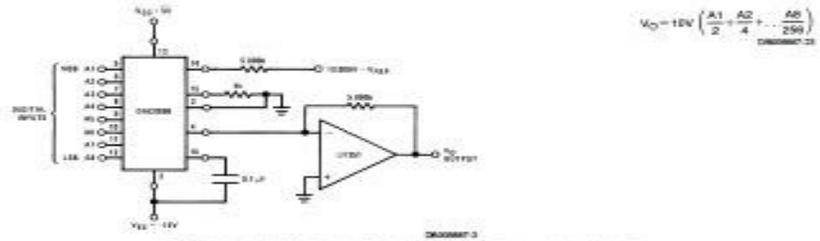
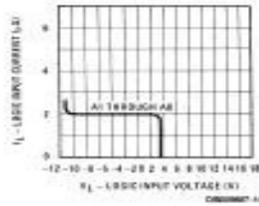


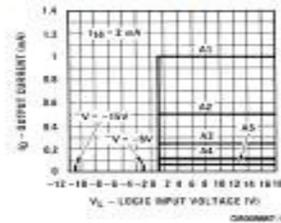
FIGURE 1. +10V Output Digital to Analog Converter (Note 8)

Typical Performance Characteristics $V_{CC} = 5V$, $V_{EE} = -15V$, $T_A = 25^\circ\text{C}$, unless otherwise noted

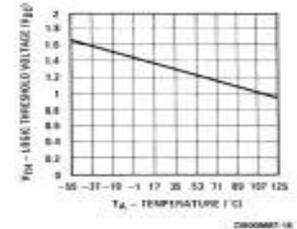
Logic Input Current vs Input Voltage



Bit Transfer Characteristics

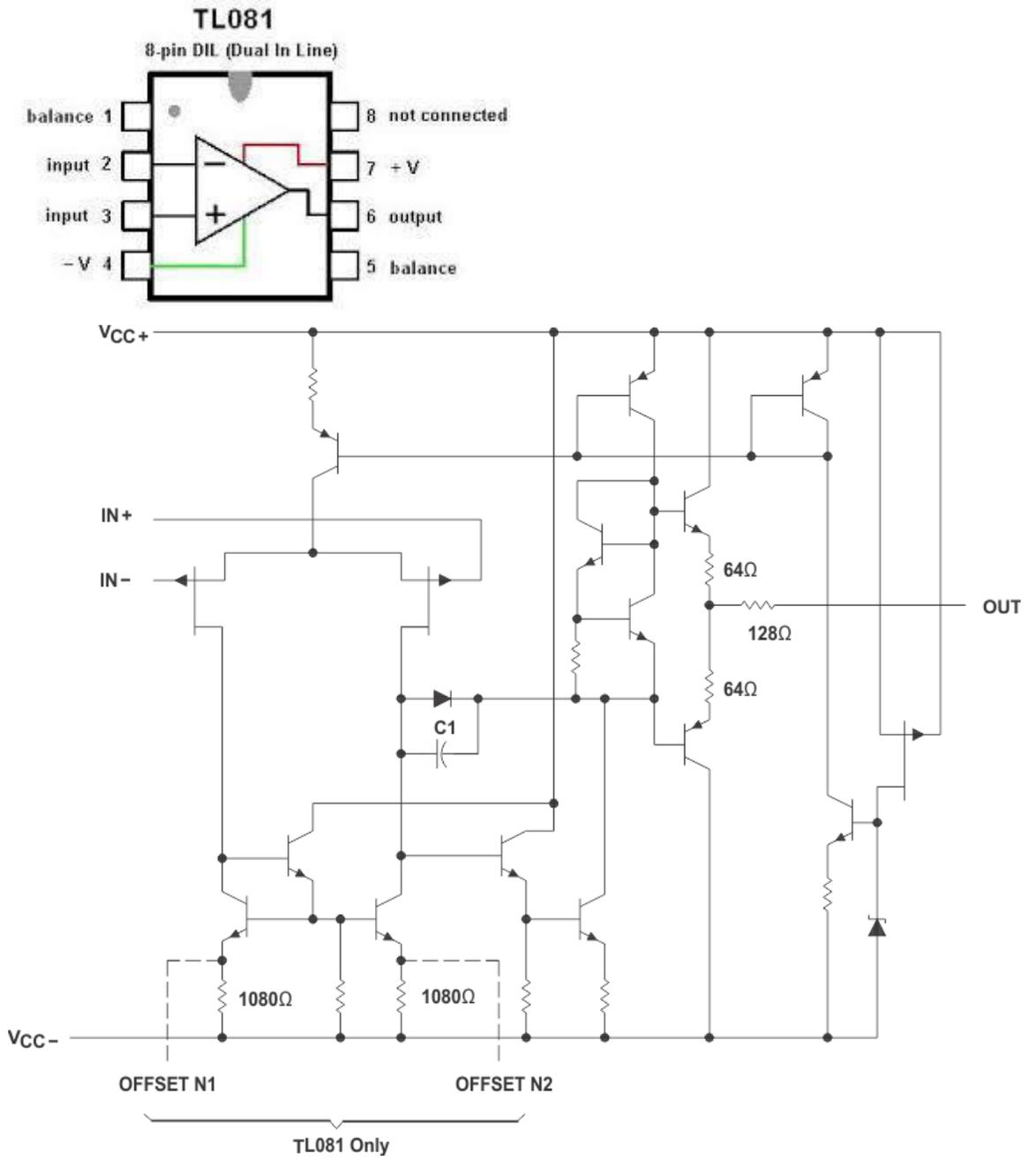


Logic Threshold Voltage vs Temperature



SIMULADOR DE SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CORAZÓN

Hojas de datos del TI 081





TL081
TL081A - TL081B

GENERAL PURPOSE J-FET
SINGLE OPERATIONAL AMPLIFIERS

- VEE COMMON MODE (UP TO V_{CC}) AND DIFFERENTIAL VOLTAGE RANGE
- LOW INPUT BIAS AND OFFSET CURRENT
- OUTPUT SHORT-CIRCUIT PROTECTION
- HIGH INPUT IMPEDANCE J-FET INPUT STAGE
- INTERNAL FREQUENCY COMPENSATION
- LATCH UP FREE OPERATION
- HIGH GAIN $A_{VS} = 100,000$ (typ)



DESCRIPTION

The TL081, TL081A and TL081B are high speed J-FET input single operational amplifiers incorporating well matched, high voltage J-FET and bipolar transistors in a monolithic integrated circuit.

The devices feature high slew rates, low input bias and offset currents, and low offset voltage temperature coefficient.

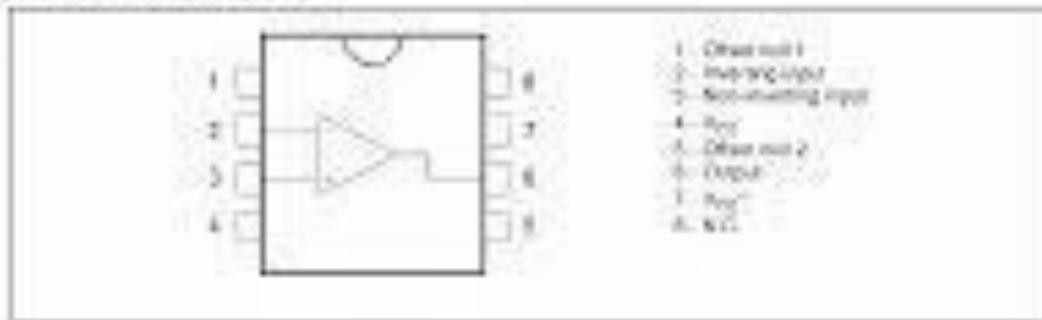
PIN CONNECTIONS (No. 14 pin)

ORDER CODE

Part Number	Temperature Range	Package	
		D	Q
TL081A/100M	0°C to 100°C	•	•
TL081A/78	-40°C to 100°C	•	•
TL081C/000C	0°C to 70°C	•	•

Example 1: TL081C, TL081B

■ = Not a Lead Frame Chip
■ = Small Outline Package (SO) (see Appendix 4 Page 4 Rev-01)



SIMULADOR DE SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CORAZÓN

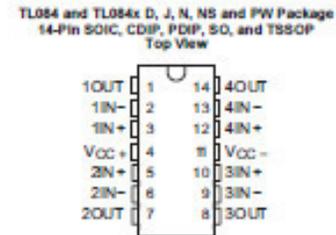
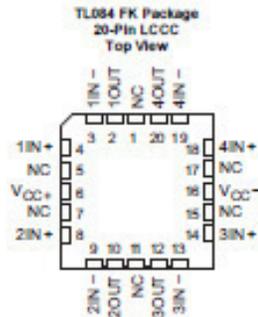
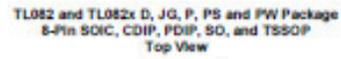
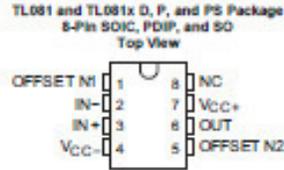
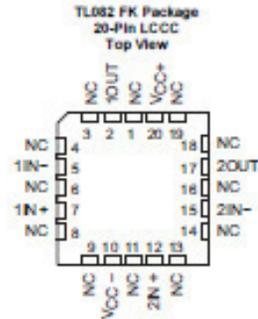


www.ti.com

TL081, TL081A, TL081B, TL082, TL082A,
TL082B, TL084, TL084A, TL084B

SLOS081B – FEBRUARY 1977 – REVISED MAY 2015

5 Pin Configuration and Functions



Pin Functions

NAME	PIN						IO	DESCRIPTION
	TL081 SOIC, PDIP, SO	TL082 SOIC, CDIP, PDIP, SO, TSSOP	LCCC	TL084 SOIC, CDIP, PDIP, SO, TSSOP	LCCC			
1IN-	—	2	5	2	3	I	Negative Input	
1IN+	—	3	7	3	4	I	Positive Input	
1OUT	—	1	2	1	2	O	Output	
2IN-	—	6	15	6	9	I	Negative Input	
2IN+	—	5	12	5	8	I	Positive Input	
2OUT	—	7	17	7	10	O	Output	
3IN-	—	—	—	9	13	I	Negative Input	
3IN+	—	—	—	10	14	I	Positive Input	
3OUT	—	—	—	8	12	O	Output	
4IN-	—	—	—	13	19	I	Negative Input	
4IN+	—	—	—	12	18	I	Positive Input	
4OUT	—	—	—	14	20	O	Output	

Copyright © 1977–2015, Texas Instruments Incorporated

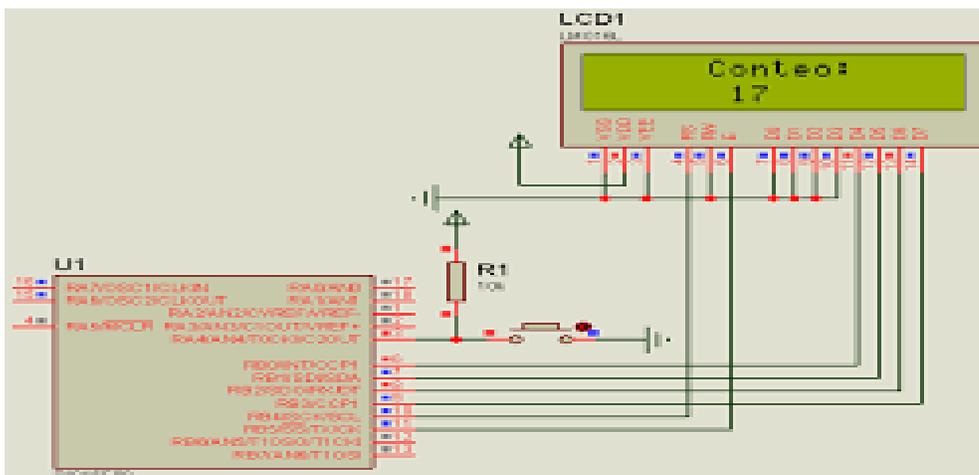
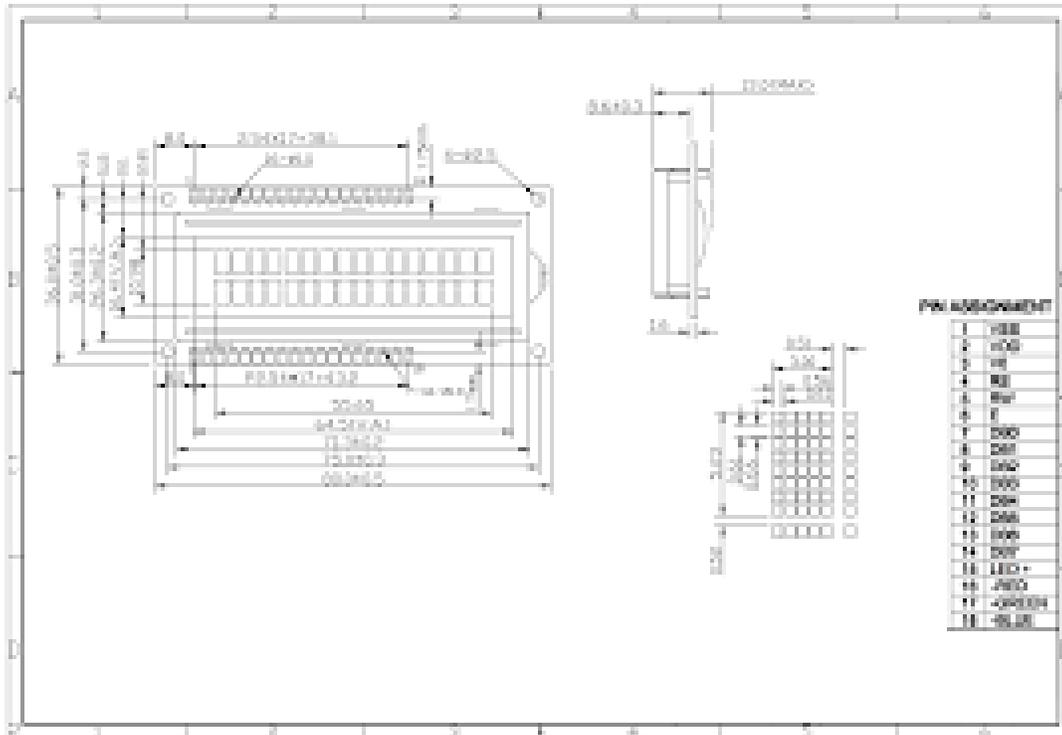
[Submit Documentation Feedback](#)

3

Product Folder Link: [TL081](#) [TL081A](#) [TL081B](#) [TL082](#) [TL082A](#) [TL082B](#) [TL084](#) [TL084A](#) [TL084B](#)

SIMULADOR DE SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CORAZÓN

Hojas de datos de la pantalla LM 16x2

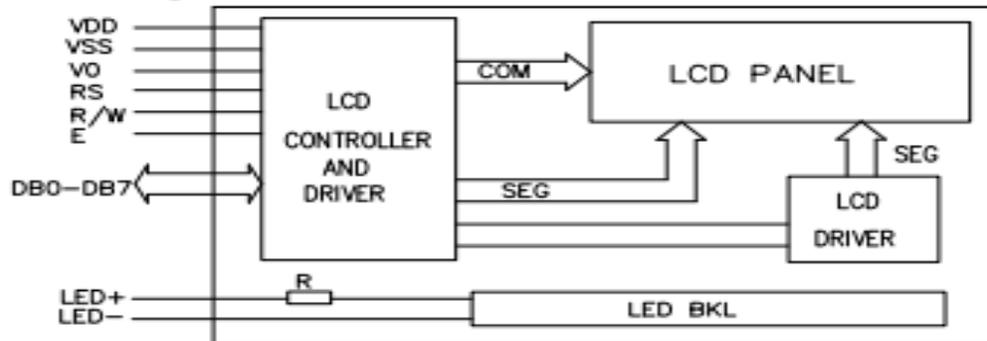


SIMULADOR DE SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CORAZÓN

4. Absolute maximum ratings

Item	Symbol	Standard	Unit
Power voltage	$V_{DD}-V_{SS}$	0	V
Input voltage	V_{IN}	VSS	VDD
Operating temperature range	V_{OP}	0	+50
Storage temperature range	V_{ST}	-10	+60

5. Block diagram



6. Interface pin description

Pin no.	Symbol	External connection	Function
1	Vss	Power supply	Signal ground for LCM
2	VDD		Power supply for logic for LCM
3	Vo		Contrast adjust
4	RS	MPU	Register select signal
5	R/W	MPU	Read/write select signal
6	E	MPU	Operation (data read/write) enable signal
7-10	DB0-DB3	MPU	Four low order bi-directional three-state data bus lines. Used for data transfer between the MPU and the LCM. These four are not used during 4-bit operation.
11-14	DB4-DB7	MPU	Four high order bi-directional three-state data bus lines. Used for data transfer between the MPU
15	LED+	LED BKL power supply	Power supply for BKL
16	LED-		Power supply for BKL

SIMULADOR DE SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CORAZÓN

Hojas de datos del PIC 16f877A

CARACTERÍSTICAS

En siguiente tabla de pueden observar las características más relevantes del dispositivo:

CARACTERÍSTICAS	16F877
Frecuencia máxima	DX-20MHz
Memoria de programa flash palabra de 14 bits	8KB
Posiciones RAM de datos	368
Posiciones EEPROM de datos	256
Puertos E/S	A,B,C,D,E
Número de pines	40
Interrupciones	14
Timers	3
Módulos CCP	2
Comunicaciones Serie	MSSP, USART
Comunicaciones paralelo	PSP
Líneas de entrada de CAD de 10 bits	8
Juego de instrucciones	35 Instrucciones
Longitud de la instrucción	14 bits
Arquitectura	Harvard
CPU	Risc
Canales Pwm	2
Pila Harware	-
Ejecución En 1 Ciclo Máquina	-

Descripción de los puertos:

Puerto A:

- Puerto de e/s de 6 pines
- RA0 è RA0 y AN0
- RA1 è RA1 y AN1
- RA2 è RA2, AN2 y Vref-
- RA3 è RA3, AN3 y Vref+
- RA4 è RA4 (Salida en colector abierto) y T0CKI(Entrada de reloj del modulo Timer0)
- RA5 è RA5, AN4 y SS (Selección esclavo para el puerto serie síncrono)

Puerto B:

- Puerto e/s 8 pines
- Resistencias pull-up programables
- RB0 è Interrupción externa
- RB4-7 è Interrupción por cambio de flanco
- RB5-RB7 y RB3 è programación y debugger in circuit

Puerto C:

- Puerto e/s de 8 pines
- RC0 è RC0, T1OSO (Timer1 salida oscilador) y T1CKI (Entrada de reloj del modulo Timer1).
- RC1-RC2 è PWM/COMP/CAPT

SIMULADOR DE SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CORAZÓN

- RC1 è T1OSI (entrada osc timer1)
- RC3-4 è IIC
- RC3-5 è SPI
- RC6-7 è USART

Puerto D:

- Puerto e/s de 8 pines
- Bus de datos en PPS (Puerto paralelo esclavo)
- Puerto E:
- Puerto de e/s de 3 pines
- RE0 è RE0 y AN5 y Read de PPS
- RE1 è RE1 y AN6 y Write de PPS
- RE2 è RE2 y AN7 y CS de PPS

Dispositivos periféricos:

- Timer0: Temporizador-contador de 8 bits con preescaler de 8 bits
- Timer1: Temporizador-contador de 16 bits con preescaler que puede incrementarse en modo sleep de forma externa por un cristal/clock.
- Timer2: Temporizador-contador de 8 bits con preescaler y postescaler.
- Dos módulos de Captura, Comparación, PWM (**Modulación** de Anchura de Impulsos).
- Conversor A/D de 10 bits.
- Puerto Serie Síncrono Master (MSSP) con SPI e I2C (Master/Slave).
- USART/SCI (Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter) con 9 bit.
- Puerta Paralela Esclava (PSP) solo en encapsulados con 40 pines

DIAGRAMA DE BLOQUES

Para ver el gráfico seleccione la opción "Descargar" del menú superior

DESCRIPCIÓN DE PINES

Para ver el gráfico seleccione la opción "Descargar" del menú superior

NOMBRE DEL PIN	PIN	TIPO	TIPO DE BUFFER	DESCRIPCIÓN
OSC1/CLKIN	13	I	ST/MOS	Entrada del oscilador de cristal / Entrada de señal de reloj externa
OSC2/CLKOUT	14	O	-	Salida del oscilador de cristal
MCLR/Vpp/THV	1	I/P	ST	Entrada del Master clear (Reset) o entrada de voltaje de programación o modo de control high voltaje test
RA0/AN0	2 3 4 5 6 7	I/O	TTL	PORTA es un puerto I/O bidireccional
RA1/AN1				RA0: puede ser salida analógica 0
RA2/AN2/ Vref-				RA1: puede ser salida analógica 1
RA3/AN3/Vref+				RA2: puede ser salida analógica 2 o referencia negativa de voltaje
RA4/T0CKI				RA3: puede ser salida analógica 3 o referencia positiva de voltaje
RA5/SS/AN4				RA4: puede ser entrada de reloj el timer0. RA5: puede ser salida analógica 4 o el esclavo seleccionado por el puerto serial síncrono.

SIMULADOR DE SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CORAZÓN

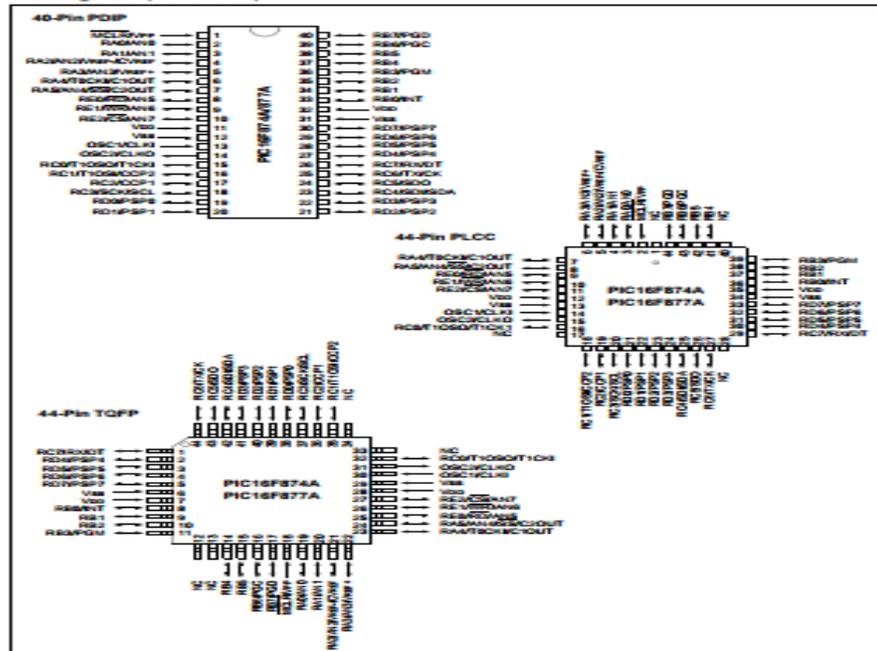
RBO/INT				<p>PORTB es un puerto I/O bidireccional. Puede ser programado todo como entradas</p> <p>RB0 puede ser pin de interrupción externo.</p> <p>RB3: puede ser la entada de programación de bajo voltaje</p> <p>Pin de interrupción</p> <p>Pin de interrupción</p> <p>Pin de interrupción. Reloj de programación serial</p>
RB1	33	I/O	TTL/ST	
RB2	34	I/O	TTL	
RB3/PGM	35	I/O	TTL	
RB4	36	I/O	TTL	
RB5	37	I/O	TTL	
RB6/PGC	38	I/O	TTL	
RB7/PGD	39	I/O	TTL/ST	
	40	I/O	TTL/ST	
RC0/T1OSO/T1CKI	15	I/O	ST	<p>PORTC es un puerto I/O bidireccional</p> <p>RC0 puede ser la salida del oscilador timer1 o la entrada de reloj del timer1</p> <p>RC1 puede ser la entrada del oscilador timer1 o salida PMW 2</p> <p>RC2 puede ser una entrada de captura y comparación o salida PWN</p> <p>RC3 puede ser la entrada o salida serial de reloj síncrono para modos SPI e I2C</p> <p>RC4 puede ser la entrada de datos SPI y modo I2C</p> <p>RC5 puede ser la salida de datos SPI</p> <p>RC6 puede ser el transmisor asíncrono USART o el reloj síncrono.</p> <p>RC7 puede ser el receptor asíncrono USART o datos síncronos</p>
RC1/T1OS1/CCP2	16	I/O	ST	
RC2/CCP1	17	I/O	ST	
RC3/SCK/SCL				
RC4/SD1/SDA	18	I/O	ST	
RC5/SD0				
RC6/Tx/CK	23	I/O	ST	
RC7/RX/DT	24	I/O	ST	
	25	I/O	ST	
	26	I/O	ST	
RD0/PSP0				<p>PORTD es un puerto bidireccional paralelo</p>
RD1/PSP1	19	I/O	ST/TTL	
RD2/PSP2	20	I/O I/O	ST/TTL	
RD3/PSP3	21	I/O I/O	ST/TTL	
RD4/PSP4	22	I/O I/O	ST/TTL	
RD5/PSP5	27	I/O	ST/TTL	
RD6/PSP6	28		ST/TTL	
RD7/PSP7	29		ST/TTL	
	30		ST/TTL	

SIMULADOR DE SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CORAZÓN

REO/RD/AN5 RE1/WR/AN RE2/CS/AN7	8 9 10	I/O I/O I/O	ST/TTL ST/TTL ST/TTL	<p>PORTE es un puerto I/O bidireccional</p> <p>RE0: puede ser control de lectura para el puerto esclavo paralelo o entrada analógica 5</p> <p>RE1: puede ser escritura de control para el puerto paralelo esclavo o entrada analógica 6</p> <p>RE2: puede ser el selector de control para el puerto paralelo esclavo o la entrada analógica 7.</p>
Vss	12.31	P	-	Referencia de tierra para los pines lógicos y de I/O
Vdd	11.32	P	-	Fuente positiva para los pines lógicos y de I/O
NC	-	-	-	No está conectado internamente

PIC16F87XA

Pin Diagrams (Continued)



Hojas de datos del LM741



Operational Amplifier

General Description

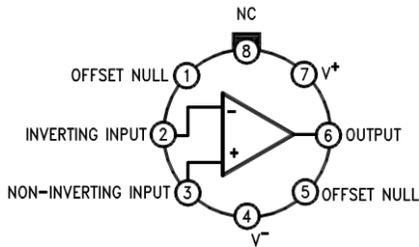
The LM741 series are general purpose operational amplifiers which feature improved performance over industry standards like the LM709. They are direct, plug-in replacements for the 709C, LM201, MC1439 and 748 in most applications.

The amplifiers offer many features which make their application nearly foolproof: overload protection on the input and output, no latch-up when the common mode range is exceeded, as well as freedom from oscillations.

The LM741C is identical to the LM741/LM741A except that the LM741C has their performance guaranteed over a 0°C to +70°C temperature range, instead of -55°C to +125°C.

Connection Diagrams

Metal Can Package



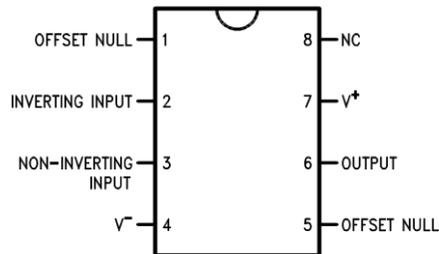
DS009341-2

Note 1: LM741H is available per JM38510/10101

Order Number LM741H, LM741H/883 (Note 1), LM741AH/883 or LM741CH

See NS Package Number H08C

Dual-In-Line or S.O. Package

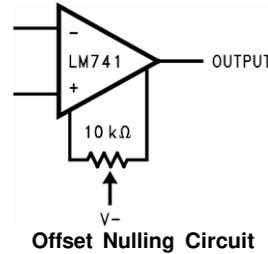
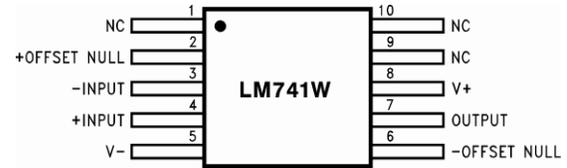


DS009341-3

Order Number LM741J, LM741J/883, LM741CN
See NS Package Number J08A, M08A or N08E

SIMULADOR DE SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CORAZÓN

Ceramic Flatpak



Absolute Maximum Ratings (Note 2)

If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.

(Note 7)

	LM741A	LM741	LM741C
Supply Voltage	±22V	±22V	±18V
Power Dissipation (Note 3)	500 mW	500 mW	500 mW
Differential Input Voltage	±30V	±30V	±30V
Input Voltage (Note 4)	±15V	±15V	±15V
Output Short Circuit Duration	Continuous	Continuous	Continuous
Operating Temperature Range	-55°C to +125°C	-55°C to +125°C	0°C to +70°C
Storage Temperature Range	-65°C to +150°C	-65°C to +150°C	-65°C to +150°C
Junction Temperature	150°C	150°C	100°C
Soldering Information			
N-Package (10 seconds)	260°C	260°C	260°C
J- or H-Package (10 seconds)	300°C	300°C	300°C
M-Package			
Vapor Phase (60 seconds)	215°C	215°C	215°C
Infrared (15 seconds)	215°C	215°C	215°C

See AN-450 "Surface Mounting Methods and Their Effect on Product Reliability" for other methods of soldering

Parameter	Conditions	LM741A			LM741			LM741C			Units
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Input Offset Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}$ $R_S = 10\text{ k}$					1.0	5.0		2.0	6.0	mV
	$R_S = 50$ $T_{AMIN} \quad T_A \quad T_{AMAX}$			4.0							mV
Average Input Offset Voltage Drift				15							$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Input Offset Voltage Adjustment Range	$T_A = 25^\circ\text{C}, V_S = \pm 20\text{V}$	±10				±15			±15		mV
Input Offset Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$		3.0	30		20	200		20	200	nA
	$T_{AMIN} \quad T_A \quad T_{AMAX}$			70		85	500			300	nA

Average Input Offset				0.5							nA/°C
Current Drift											
Input Bias Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$		30	80		80	500		80	500	nA
	T_{AMIN} T_A T_{AMAX}			0.210			1.5			0.8	μA
Input Resistance	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $V_S = \pm 20\text{V}$	1.0	6.0		0.3	2.0		0.3	2.0		M
	T_{AMIN} T_A T_{AMAX} , $V_S = \pm 20\text{V}$	0.5									M
Input Voltage Range	$T_A = 25^\circ\text{C}$							± 12	± 13		V
	T_{AMIN} T_A T_{AMAX}				± 12	± 13					V

Electrical Characteristics (Note 5) (Continued)											
Parameter	Conditions	LM741A			LM741			LM741C			Units
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Large Signal Voltage Gain	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_L = 2\text{ k}$ $V_S = \pm 20\text{V}$, $V_O = \pm 15\text{V}$ $V_S = \pm 15\text{V}$, $V_O = \pm 10\text{V}$	50									V/mV
	T_{AMIN} T_A T_{AMAX} , $R_L = 2\text{ k}$, $V_S = \pm 20\text{V}$, $V_O = \pm 15\text{V}$ $V_S = \pm 15\text{V}$, $V_O = \pm 10\text{V}$	32									V/mV V/mV
Output Voltage Swing	$V_S = \pm 20\text{V}$ $R_L = 10\text{ k}$	± 16									V
	$V_S = \pm 15\text{V}$ $R_L = 10\text{ k}$				± 12	± 14		± 12	± 14		V
Output Short Circuit Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$	10	25	35		25			25		mA
	T_{AMIN} T_A T_{AMAX}	10		40							mA
Common-Mode Rejection Ratio	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_S = 10\text{ k}$, $V_{CM} = \pm 12\text{V}$ $V_S = \pm 20\text{V}$, $V_O = \pm 10\text{V}$				70	90		70	90		dB
Supply Voltage Rejection Ratio	T_{AMIN} T_A T_{AMAX} , $V_S = \pm 20\text{V}$ to $V_S = \pm 5\text{V}$ $R_S = 50$										
Transient Response Rise Time	$T_A = 25^\circ\text{C}$, Unity Gain		0.25	0.8		0.3			0.3		μs
Bandwidth (Note 6)	$T_A = 25^\circ\text{C}$	0.437	1.5								MHz
Slew Rate	$T_A = 25^\circ\text{C}$, Unity Gain	0.3	0.7			0.5			0.5		V/ μs
Supply Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$					1.7	2.8		1.7	2.8	mA
Power Consumption	$T_A = 25^\circ\text{C}$ $V_S = \pm 20\text{V}$ $V_S = \pm 15\text{V}$		80	150							mW
	$V_S = \pm 20\text{V}$ $T_A = T_{AMIN}$			165							mW
	$V_S = \pm 15\text{V}$ $T_A = T_{AMIN}$					60	100				mW

Note 2: "Absolute Maximum Ratings" indicate limits beyond which damage to the device may occur. Operating Ratings indicate conditions for which the device is functional, but do not guarantee specific performance limits.

Electrical Characteristics (Note 5) (Continued)

Note 3: For operation at elevated temperatures, these devices must be derated based on thermal resistance, and T_j max. (listed under "Absolute Maximum Ratings"): $T_j = T_A + (j_A P_D)$.

Thermal Resistance	Cerdip (J)	DIP (N)	HO8 (H)	SO-8 (M)
j_A (Junction to Ambient)	100°C/W	100°C/W	170°C/W	195°C/W
j_C (Junction to Case)	N/A	N/A	25°C/W	N/A

Note 4: For supply voltages less than $\pm 15V$, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

Note 5: Unless otherwise specified, these specifications apply for $V_S = \pm 15V$, $-55^\circ C \leq T_A \leq +125^\circ C$ (LM741/LM741A). For the LM741C/LM741E, these specifications are limited to $0^\circ C \leq T_A \leq +70^\circ C$.

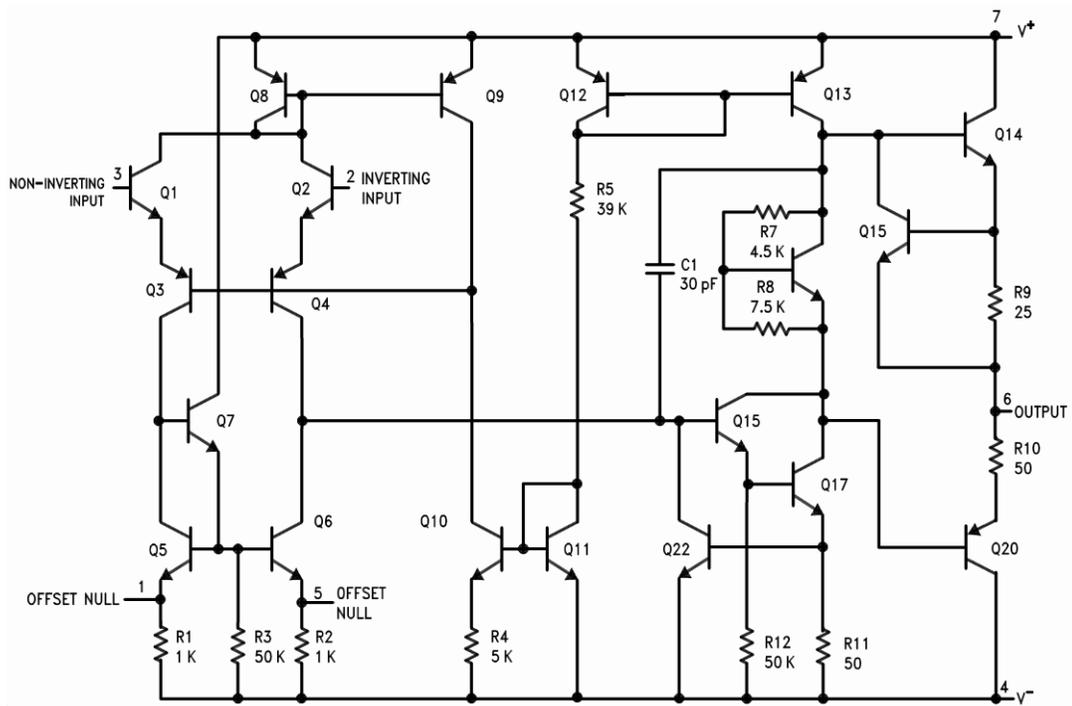
Note 6: Calculated value from: BW (MHz) = $0.35/\text{Rise Time}(\mu s)$.

Note 7: For military specifications see RETS741X for LM741 and RETS741AX for LM741A.

Note 8: Human body model, $1.5 k\Omega$ in series with $100 pF$.

Schematic Diagram

SIMULADOR DE SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CORAZÓN

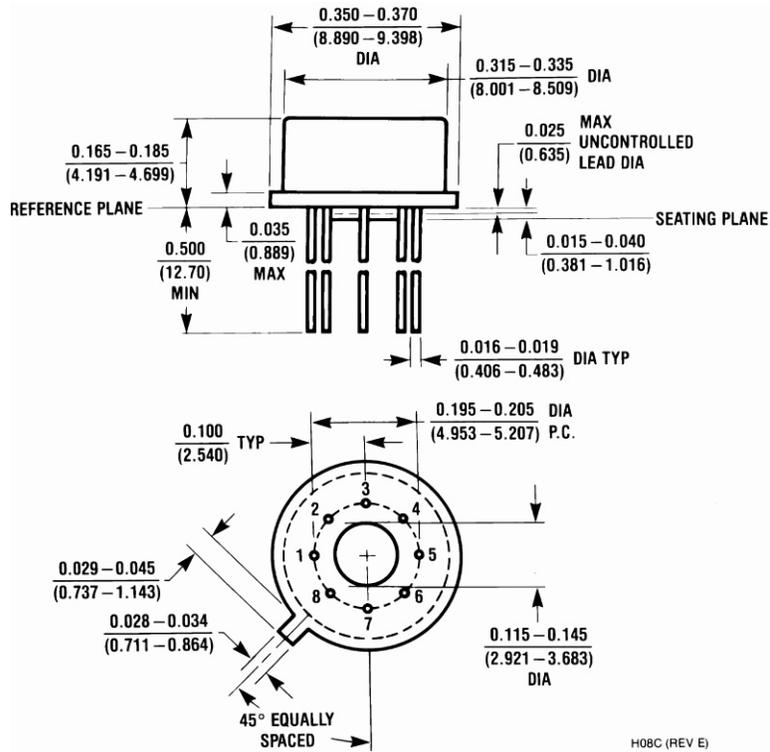


DS009341-1

SIMULADOR DE SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CORAZÓN

LM741

Physical Dimensions inches (millimeters) unless otherwise noted

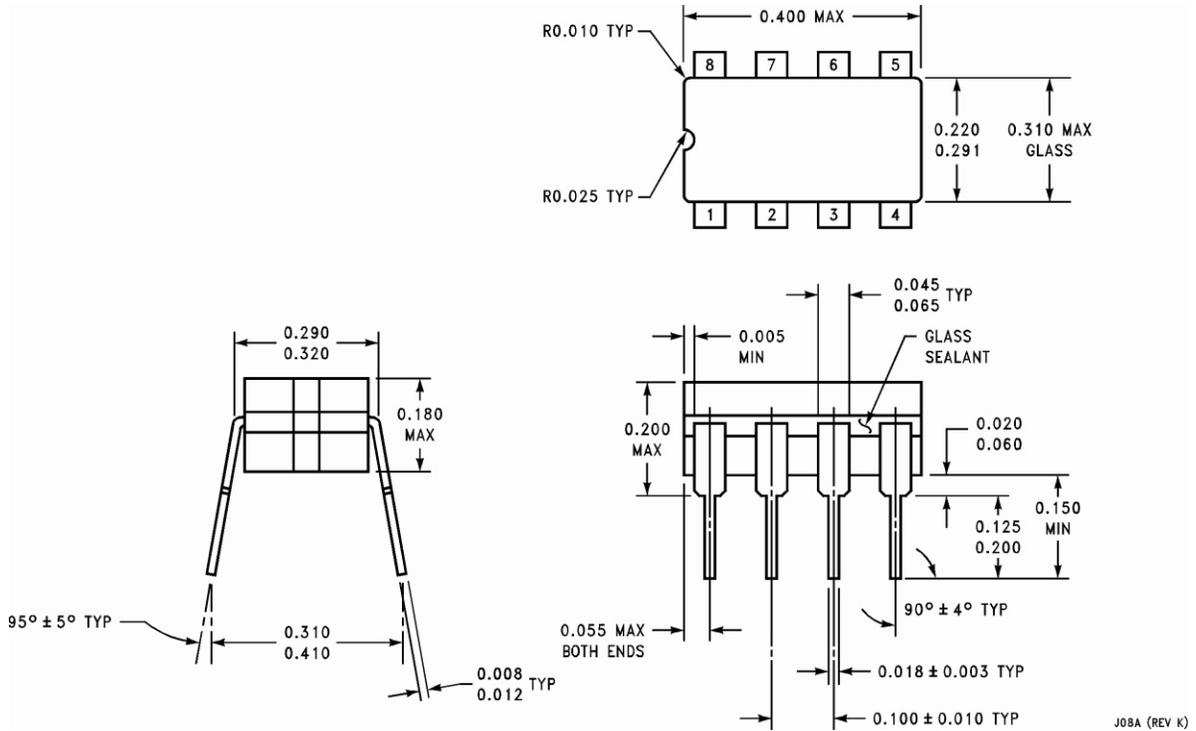


**Metal Can Package
(H)**

Order Number LM741H, LM741H/883, LM741AH/883, LM741AH-MIL or LM741CH NS Package Number H08C

SIMULADOR DE SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CORAZÓN

LM741

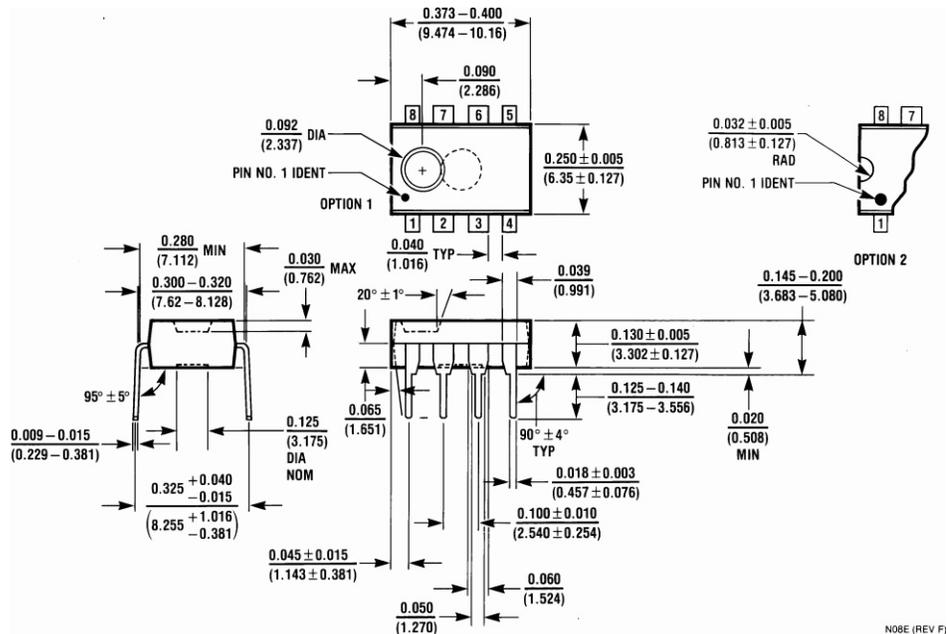


J08A (REV K)

**Ceramic Dual-In-Line Package
(J) Order Number LM741J/883**

**NS Package Number
J08A**

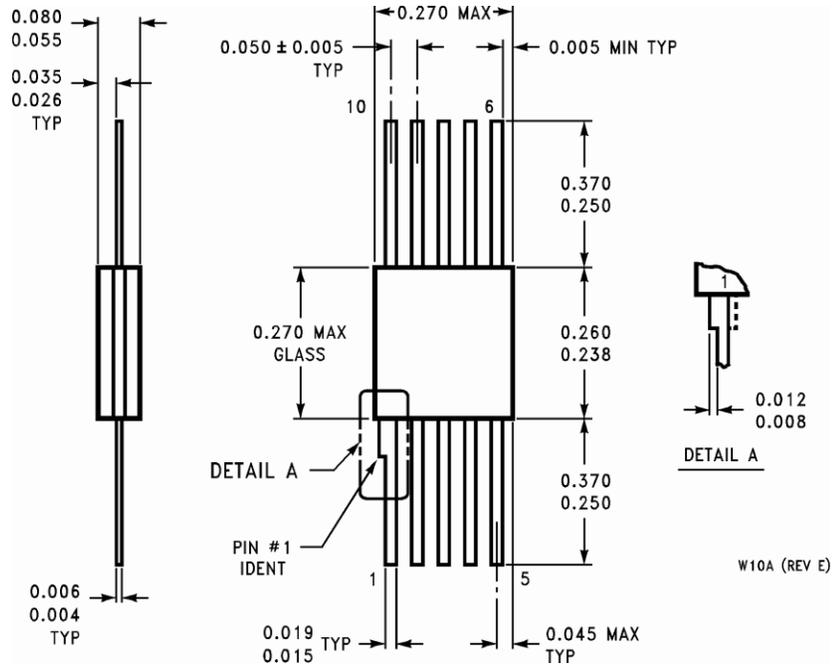
Physical Dimensions inches (millimeters) unless otherwise noted (Continued)



NOBE (REV F)

SIMULADOR DE SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CORAZÓN

Dual-In-Line Package
(N) Order Number
LM741CN NS Package
Number N08E



5 Pin Configuration and Functions



Pin Functions

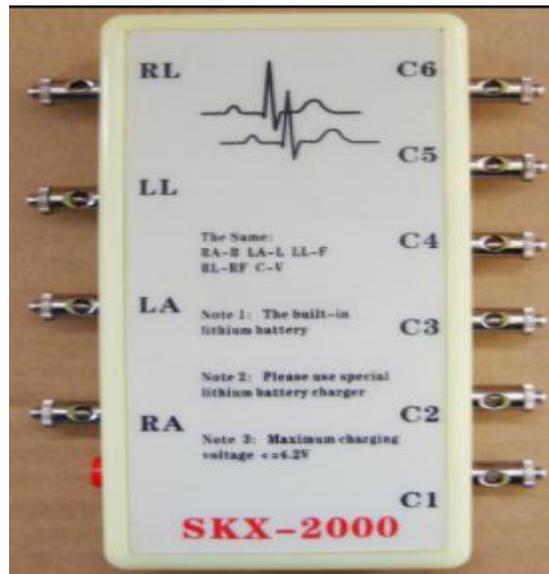
PIN		VO	DESCRIPTION
NAME	NO.		
INVERTING INPUT	2	I	Inverting signal input
NC	8	NA	No Connect, should be left floating
NONINVERTING INPUT	3	I	Noninverting signal input
OFFSET NULL	1, 5	I	Offset null pin used to eliminate the offset voltage and balance the input voltages.
OFFSET NULL			
OUTPUT	6	O	Amplified signal output
V+	7	I	Positive supply voltage
V-	4	I	Negative supply voltage

Precios de simuladores ECG según sus especificaciones y marcas

SIMULADOR DE SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CORAZÓN

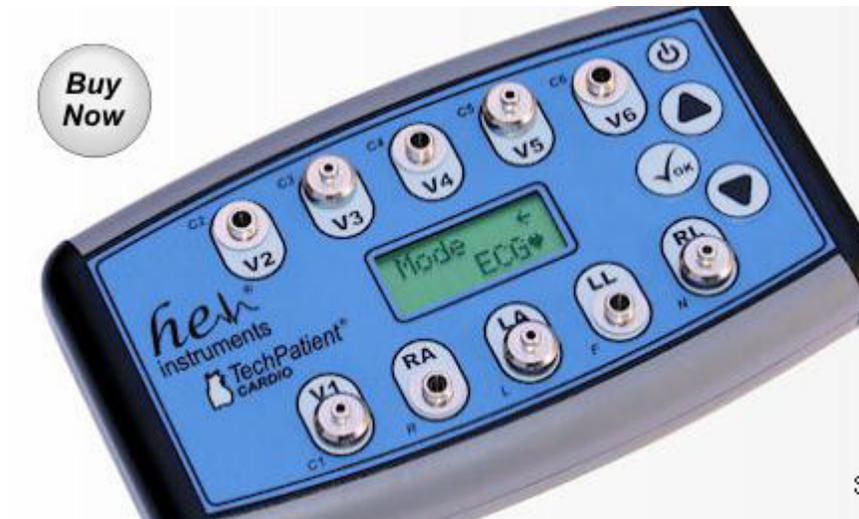


Utiliza una batería de 9 voltios recargable monitoreo de paciente y tiene un costo de 101 euros con su equivalente en córdobas de 3800.



voltaje del cargador no es superior a 4.2V.
La luz verde del cargador indica que la carga se completó, la luz roja indica que la batería está baja. Este dispositivo tiene un costo de 167 dólares con su equivalente en córdobas de 5000.

SIMULADOR DE SEÑALES ELÉCTRICAS DEL CORAZÓN



Utiliza una batería de 9 voltios frecuencia cardiaca de 20 a 300 pulsaciones por minuto. Este dispositivo tiene un costo de 355.83 dólares y su equivalente en córdobas de 10675.