



FACULTAD DE INGENIERÍA Y CIENCIAS AGROPECUARIAS

IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO ELECTRÓNICO GENERADOR DE  
SEÑALES DE RITMO CARDIACO

“Trabajo de Titulación presentado en conformidad con los requisitos  
establecidos para optar por el título de Ingeniero en Electrónica y Redes de la  
Información”.

Profesor Guía

Msc. Luis Alberto Morales Escobar.

Autor

Michael Francisco Ubidia Madsen

Año

2014

## DECLARACIÓN DEL PROFESOR GUÍA

“Declaro haber dirigido este trabajo a través de reuniones periódicas con el estudiante, orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación”

---

Luis Alberto Morales Escobar  
Ing. Electrónica y Control  
Msc. Automática y Robótica.  
CI: 1715146542

## DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE

“Declaro que este trabajo es original, de mi autoría, que se han citado las fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes.”

---

Michael Francisco Ubidia Madsen

CI: 171548257-4

## AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mi madre, mi fortaleza, quien siempre ha estado apoyándome en mi vida, en mis estudios y en mi día a día.

Agradezco a mi padre, por todo lo que me ha dado, más que la educación, aprendizajes de vida, esfuerzo, trabajo y perseverancia.

Agradezco a mi hermano, mi héroe, mi ejemplo a seguir, por ser mi guía y quien ha forjado mi personalidad ante todo.

A Tiffy por haber estado presente durante todos estos años.

A Mónica y Gabriela por ser parte de mi vida.

A mis tíos, mis segundos padres, a quienes amo mucho. Mi tía Chary, gracias a ella comprendo la vida desde otro punto de vista y puedo afrontar los obstáculos de mi vida. Mi tío Fred, quien me ha enseñado a luchar por mis anhelos y ha estado pendiente de todos mis proyectos.

Agradezco a mi compañera de vida, mi mejor amiga, mi amor, MaPau. Por estar conmigo siempre, por ayudarme y apoyarme en todo, por ser mi impulso para alcanzar mis metas.

Agradezco al Ing. Luis Morales por guiarme en todo el proceso de este proyecto de titulación.

Finalmente, agradezco a Bob Kane y Bill Finger quienes con su creación inspiraron muchos de mis proyectos de vida.



## DEDICATORIA

Fueron muchas las madrugadas para culminar este proyecto de titulación y es por eso que dedico a quienes las vivieron conmigo, mi mamita, mi papito, mi hermano, uncle Fred, tía Chary y mi enamorada MaPau.

## RESUMEN

El proyecto consiste en desarrollar e implementar un prototipo electrónico generador de señales de ritmo cardíaco mediante un sistema combinado y fabricado con componentes de Electrónica Analógica y Digital para ser utilizado en el área médica.

El prototipo en mención tiene como función principal simular las señales eléctricas generadas por el corazón, denominadas Electrocardiograma normal o ECG, que indican la actividad eléctrica de cada latido cardíaco por medio de las ondas PQRST. Cada onda de la señal representa un tiempo y movimiento específico del sistema de conducción del corazón.

El objetivo de este prototipo es comprobar el correcto funcionamiento de equipos médicos que monitorean los signos vitales en un paciente, mediante la aplicación de diversas frecuencias que simulan los distintos períodos del ritmo cardíaco. Una de las finalidades del presente proyecto de titulación es, que en Ecuador se pueda fabricar y adquirir este tipo de equipos por un valor más económico en relación al mercado internacional.

El prototipo se lo elabora aplicando los conocimientos adquiridos tales como Electrónica Analógica y Digital para el diseño de hardware y desarrollo de software, respectivamente.

## ABSTRACT

The project consists to implement a electronic heart rate signal prototype, developed through a combined heart rate and components manufactured by Analog and Digital Electronics for its use in medical field.

The main function of the prototype is to simulate the electrical signals generated by the heart, known as PQRST signal or ECG, which shows the electrical activity of each heartbeat through the PQRST waves. Each signal wave represents a specific time and movement of the heart conduction system.

The purpose of the prototype is to verify that the vital signs monitor is functioning properly by using different frequencies that simulate various periods of heart rate. Another purposes of this degree project is that in Ecuador, both students and professionals can access this type of medical equipment for a more affordable value in relation to the current market.

The prototype was developed using the acquired knowledge such as Analog and Digital Electronics for hardware design and software development, respectively.

# ÍNDICE

Introducción .....	1
1. Capítulo 1: Marco Referencial .....	2
1.1 El corazón .....	2
1.1.1 Estructura del corazón .....	2
1.1.1.1 Morfología externa.....	2
1.1.1.2 Morfología interna.....	3
1.1.2 Funcionamiento del corazón .....	4
1.1.2.1 Circulación sanguínea .....	4
1.1.2.2 Actividad eléctrica del corazón .....	5
1.1.3 Electrocardiograma normal (ECG) .....	7
1.1.4 Lectura de onda PQRST .....	10
1.1.4.1 Arritmias cardíacas .....	12
1.1.5 Monitores de signos vitales. ....	14
1.1.5.1 Monitorización ECG.....	16
2. Capítulo 2: Desarrollo de hardware .....	18
2.1 Diseño electrónico. ....	18
2.1.1 Fuente de poder .....	18
2.1.2 Microcontrolador generador de frecuencias y señales para LCD.....	19
2.1.3 Contador y generador de pulsos. ....	21
2.1.3.1 Creación de onda PQRST .....	21
2.1.4 Divisor de voltaje .....	27
2.1.5 Salida de señales.....	29
2.2 Diseño de placa electrónica.....	29
3. Capítulo 3. Programación de microcontrolador. ....	32
4. Capítulo 4: Análisis de resultados. ....	35
4.1 Prototipo implementado.....	35
4.2 Pruebas del prototipo .....	38
4.3 Evaluación de resultados obtenidos .....	43

4.4 Costos del prototipo.....	44
4.4.1 Costos de simuladores existentes en el mercado internacional.....	46
5. Capítulo 5: Conclusiones y Recomendaciones .....	50
5.1 Conclusiones.....	50
5.3 Trabajo a futuro .....	51
Referencias.....	52
ANEXOS .....	55

## Introducción

En la actualidad existen simuladores de ritmo cardíaco de alta tecnología fabricados principalmente en Estados Unidos y China, que tienen un rango de precios elevados que oscilan entre mil quinientos ( \$ 1,500.00 ) y ocho mil ( \$ 8,000.00 ) Dólares americanos. Considerando este factor nace la idea de desarrollar un simulador electrónico de ritmo cardíaco, utilizando componentes accesibles localmente que cumplan con las funciones básicas de simuladores existentes en el mercado.

El hecho de que en Ecuador no se desarrolle ni fabrique este tipo de equipos resulta, para los profesionales biomédicos, una inversión muy elevada ya que los simuladores deben ser importados.

El prototipo a desarrollar e implementar dispone un sistema electrónico generador de señales ECG, es decir, el registro de señales eléctricas del corazón. De aquí derivan las ondas PQRST, las cuales representan los voltajes producidos por cada latido del corazón. De esta manera, el prototipo es utilizado para simular la frecuencia cardíaca de pacientes con los monitores de signos vitales y así comprobar su correcto funcionamiento.

Finalmente, se realiza un análisis de resultados por medio de pruebas, evaluación posterior y costos del prototipo desarrollado.

## 1. Capítulo 1: Marco Referencial

### 1.1 El corazón

El corazón es el órgano muscular principal que poseen los seres humanos, el cual impulsa la sangre a todo el cuerpo generando el sistema circulatorio. Se localiza en el tórax por detrás del esternón y delante del esófago, aorta y la columna vertebral.

#### 1.1.1 Estructura del corazón

La morfología del corazón se divide en externa e interna.

##### 1.1.1.1 Morfología externa

Como se visualiza en la Figura 1 y 2, las venas cavas y pulmonares se encargan de llevar la sangre hacia el corazón. Estas desembocan en la aurícula derecha e izquierda, respectivamente. Por otro lado, los encargados de expulsar la sangre oxigenada son la arteria pulmonar y la aorta.

El corazón cuenta con vasos coronarios y grasa, los cuales se denominan “surcos” y tienen dos subdivisiones: surcos coronarios y surcos interventriculares. Los coronarios separan dos sectores de la morfología interna, las aurículas y los ventrículos. Los surcos interventriculares limitan los ventrículos derecho e izquierdo.

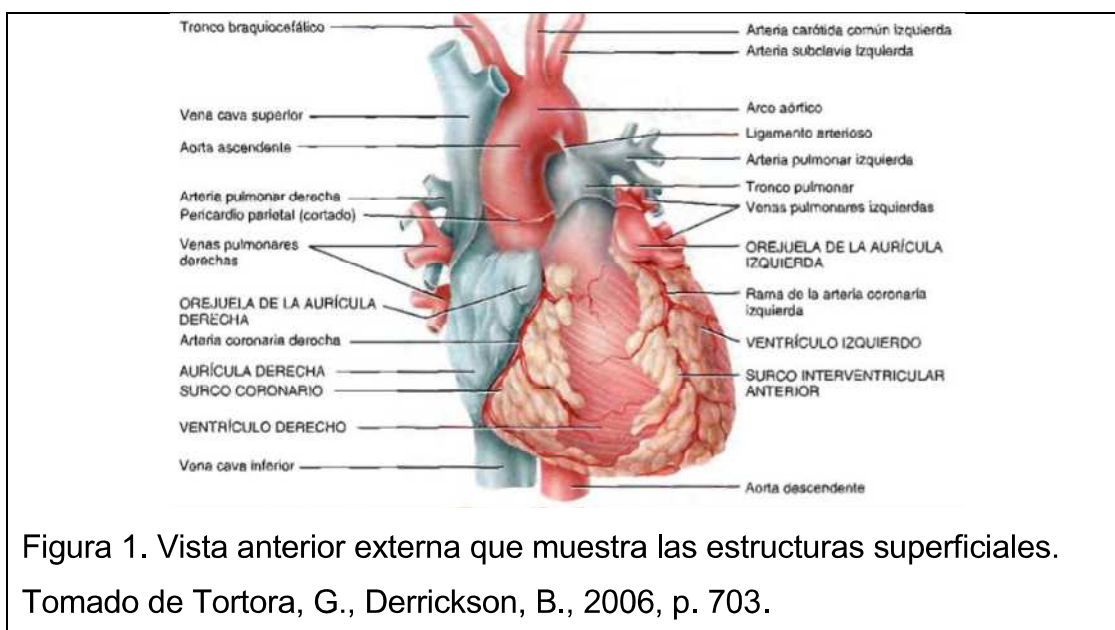


Figura 1. Vista anterior externa que muestra las estructuras superficiales.

Tomado de Tortora, G., Derrickson, B., 2006, p. 703.

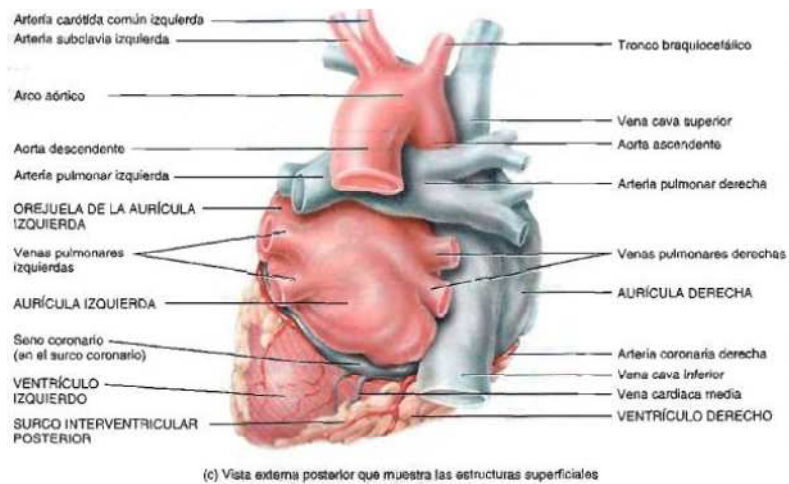


Figura 2. Vista externa posterior que muestra las estructuras superficiales.  
Tomado de Tortora, G., Derrickson, B., 2006, p. 704.

#### 1.1.1.2 Morfología interna

La morfología interna del corazón está dividida en cuatro cámaras cardíacas, dos aurículas (AD, AI) localizadas en la parte superior y dos ventrículos (VD, VI) en la parte inferior, como se visualiza en la Figura 3.

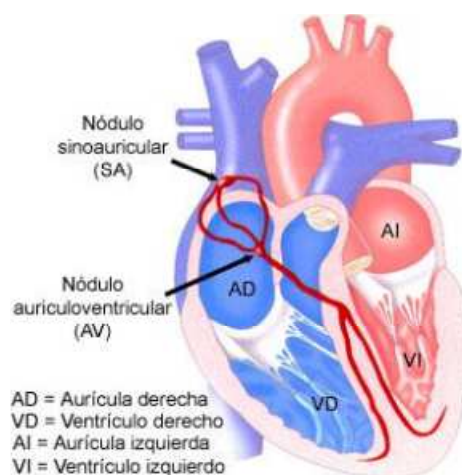


Figura 3. Morfología interna del corazón.  
Tomado de Texas Heart Institute (s.f).



Las aurículas reciben la sangre desde el sistema venoso y las pasan hacia los ventrículos para así poder completar el proceso de la circulación arterial.

### 1.1.2 Funcionamiento del corazón

En la Figura 4 se visualiza el ciclo de la sangre en las cuatro cámaras internas del corazón hasta su distribución por todo el organismo. Esto funciona de manera simultánea con la actividad eléctrica del corazón explicada en la Figura 5.

#### 1.1.2.1 Circulación sanguínea

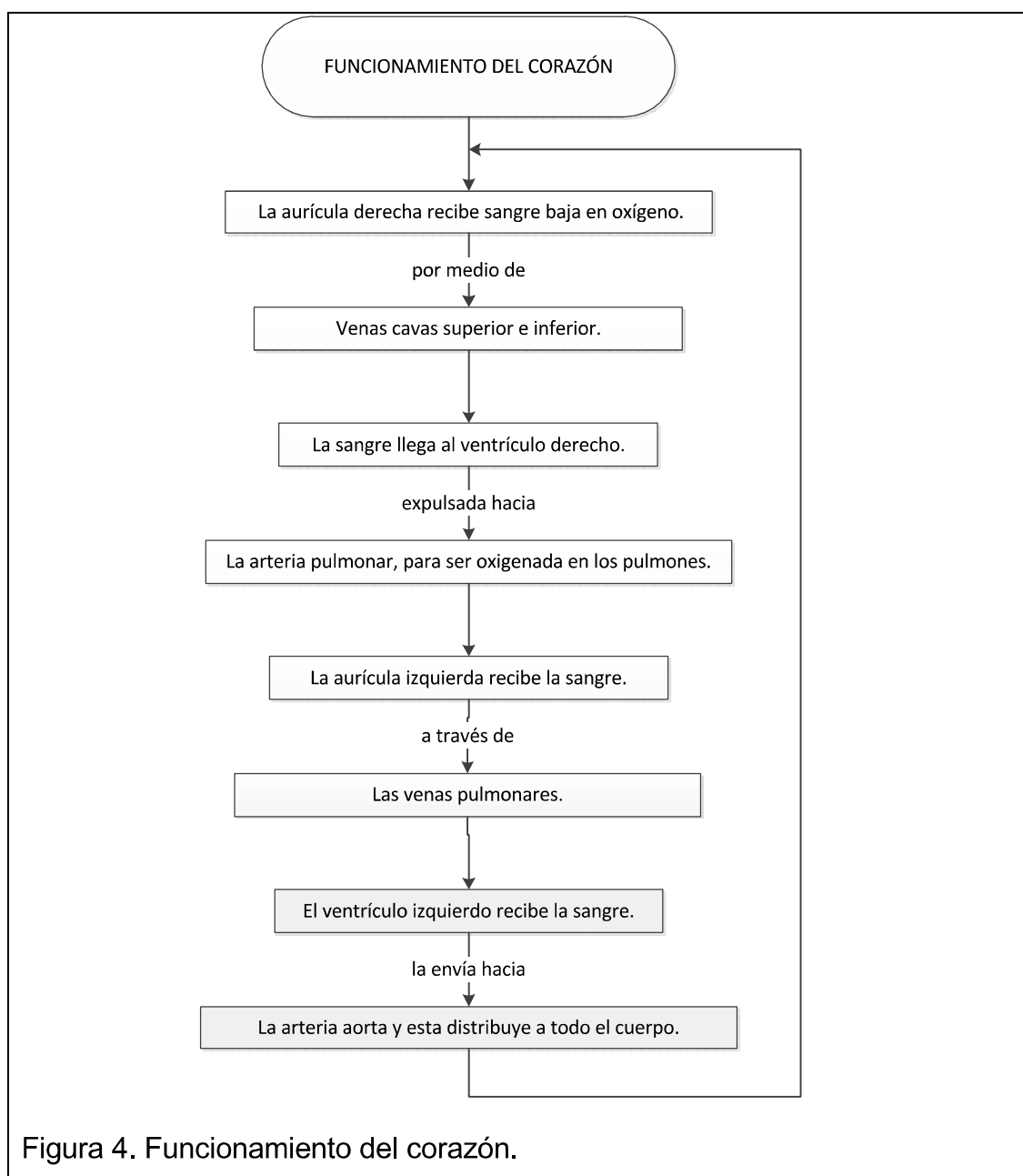
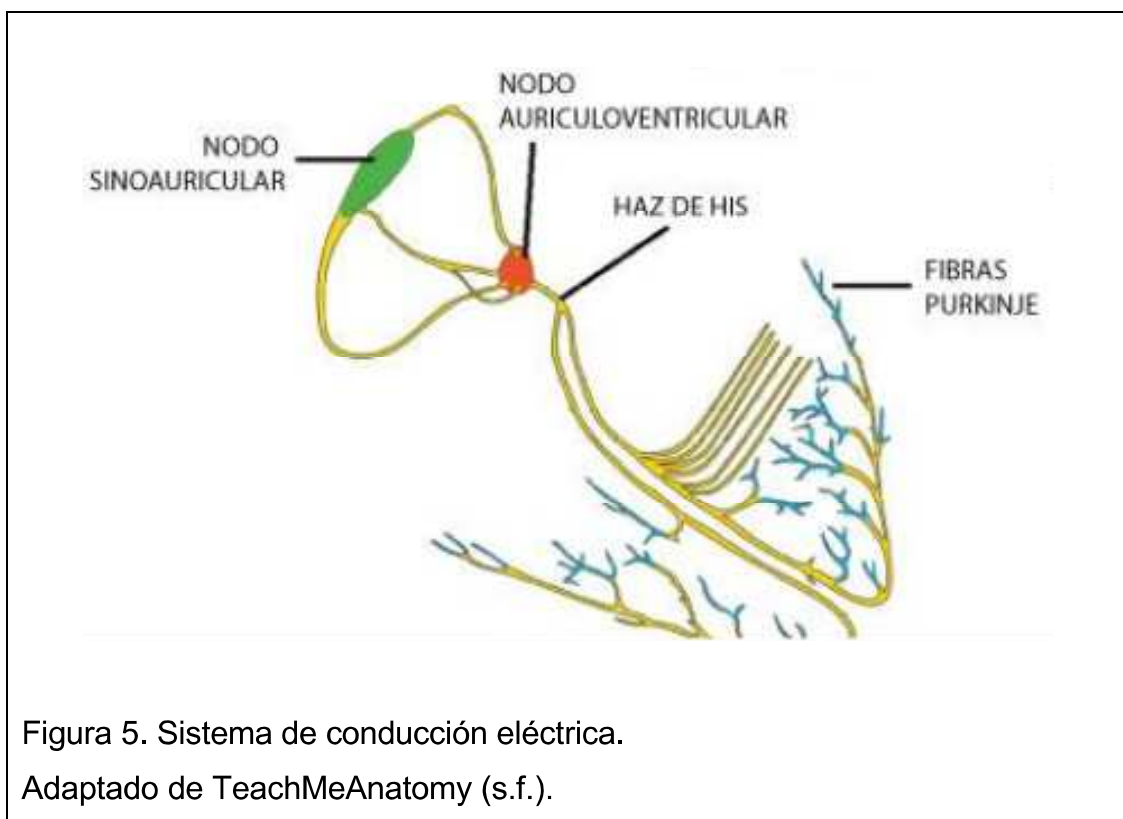


Figura 4. Funcionamiento del corazón.

### 1.1.2.2 Actividad eléctrica del corazón

Como se visualiza en la Figura 3, el sistema de conducción del corazón funciona por medio de un nodo especializado que da inicio a los impulsos eléctricos lo cual genera el ritmo cardíaco. Para el correcto movimiento del corazón las cuatro cámaras, aurículas y ventrículos, deben funcionar sincronizadamente.

La Figura 5 muestra el sistema eléctrico del corazón, parte fundamental para su funcionamiento que permite la conducción que produce el ritmo cardíaco gracias a los nodos sinoauricular, auriculoventricular, el haz de His, y la fibras de Purkinje los cuales están compuestos de células especializadas que generan microcorrientes eléctricas que envían la orden de contracción y relajación al músculo.



La Figura 6 muestra la actividad eléctrica del corazón la cual se desarrolla de la siguiente manera:

1. La actividad eléctrica inicia por medio del nodo sinoauricular (SA).
2. El impulso eléctrico es enviado por las fibras musculares auriculares hacia el nodo auriculoventricular (AV), lo que genera la expulsión de la sangre hacia las ventrículas.
3. El impulso eléctrico pasa hacia el haz de His y es aquí donde pasa este impulso desde las aurículas a las ventrículas.
4. Se envía el impulso a ambas ramas de las ventrículas, derecha e izquierda.
5. El impulso eléctrico llega a las fibras de Purkinje, las cuales contraen las ventrículas generando la expulsión de la sangre que finaliza el ciclo de conducción.

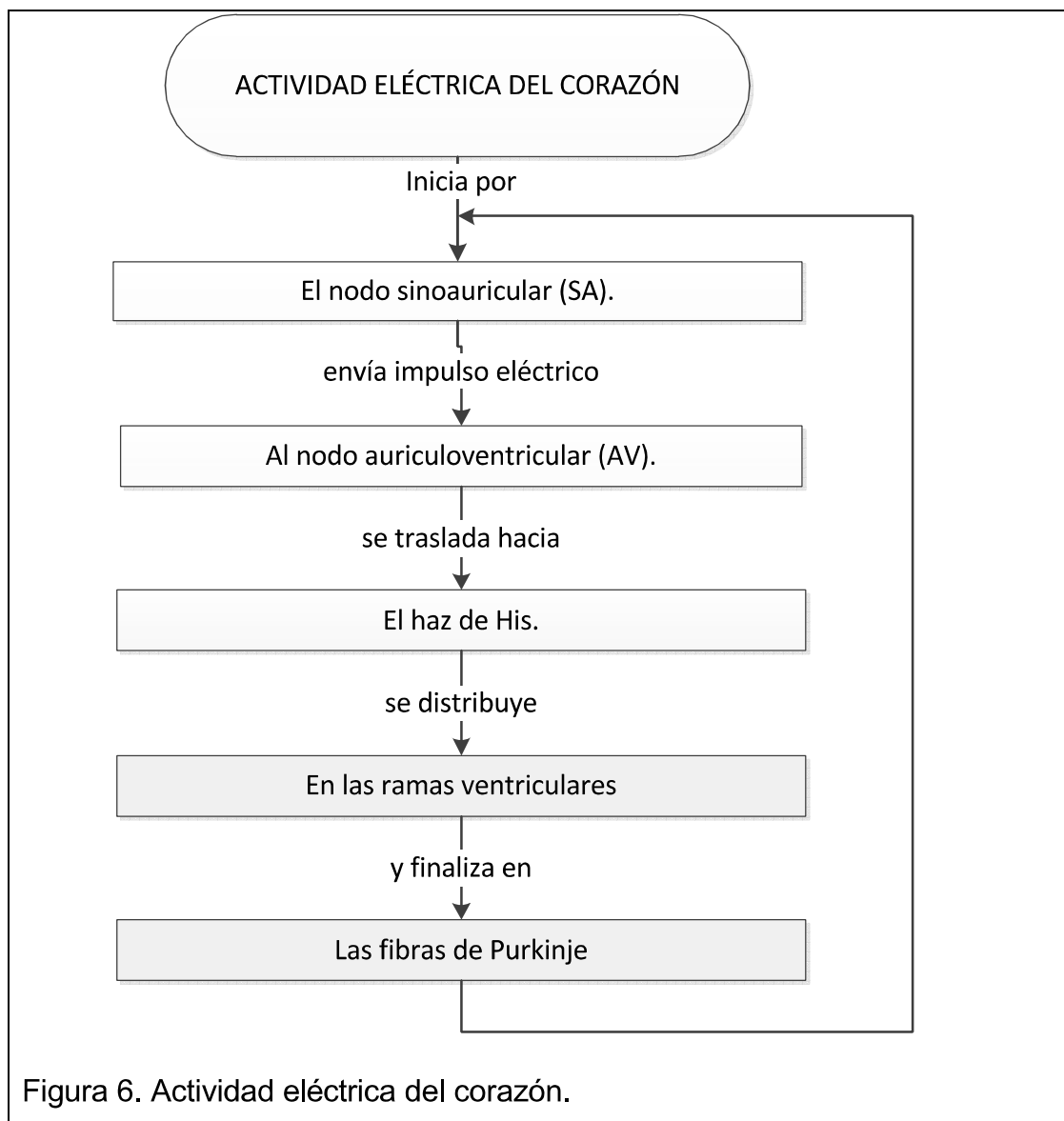
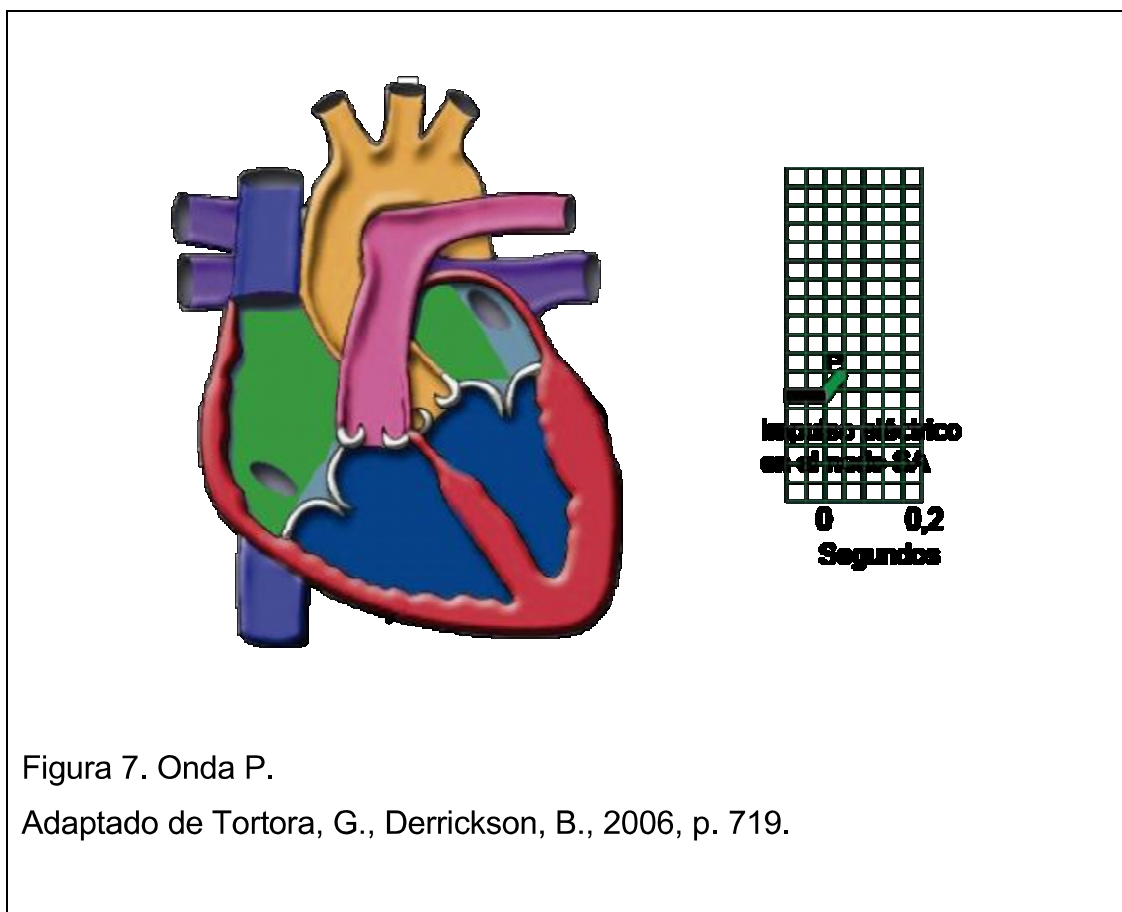


Figura 6. Actividad eléctrica del corazón.

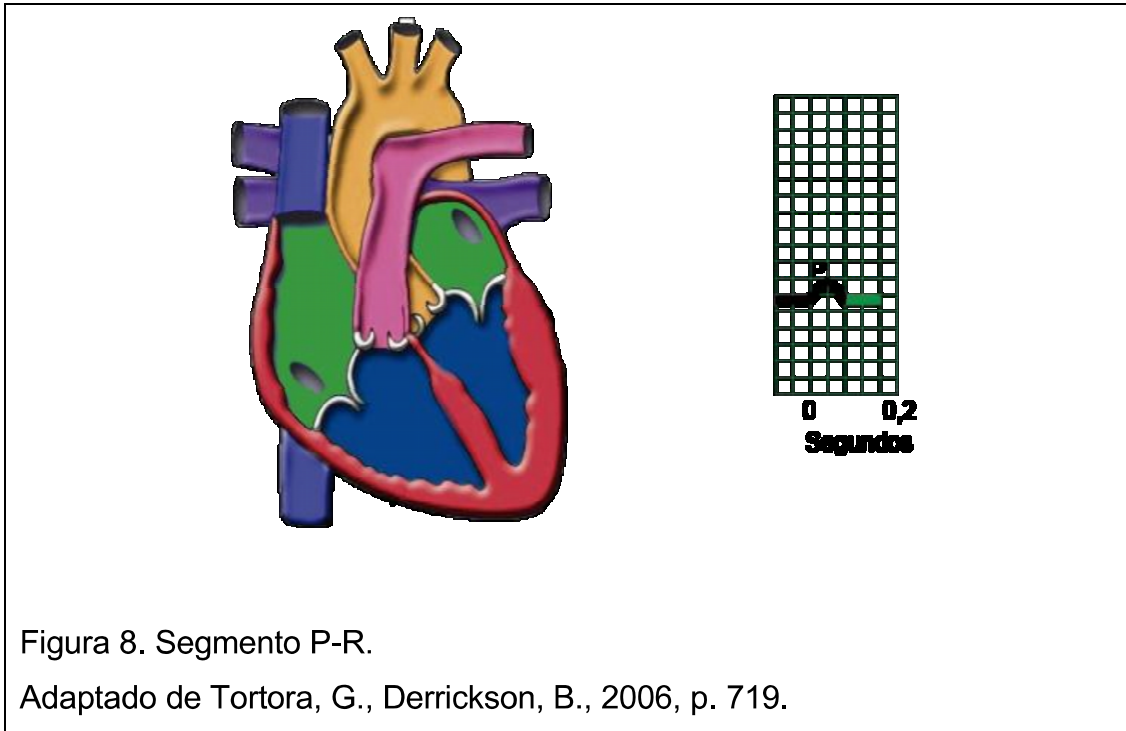
### 1.1.3 Electrocardiograma normal (ECG)

Se conoce como ECG a la representación gráfica de los impulsos del sistema eléctrico del corazón. La lectura del ECG de izquierda a derecha muestra la onda P, el segmento PR, el complejo QRS, el segmento ST y finalmente la onda T.

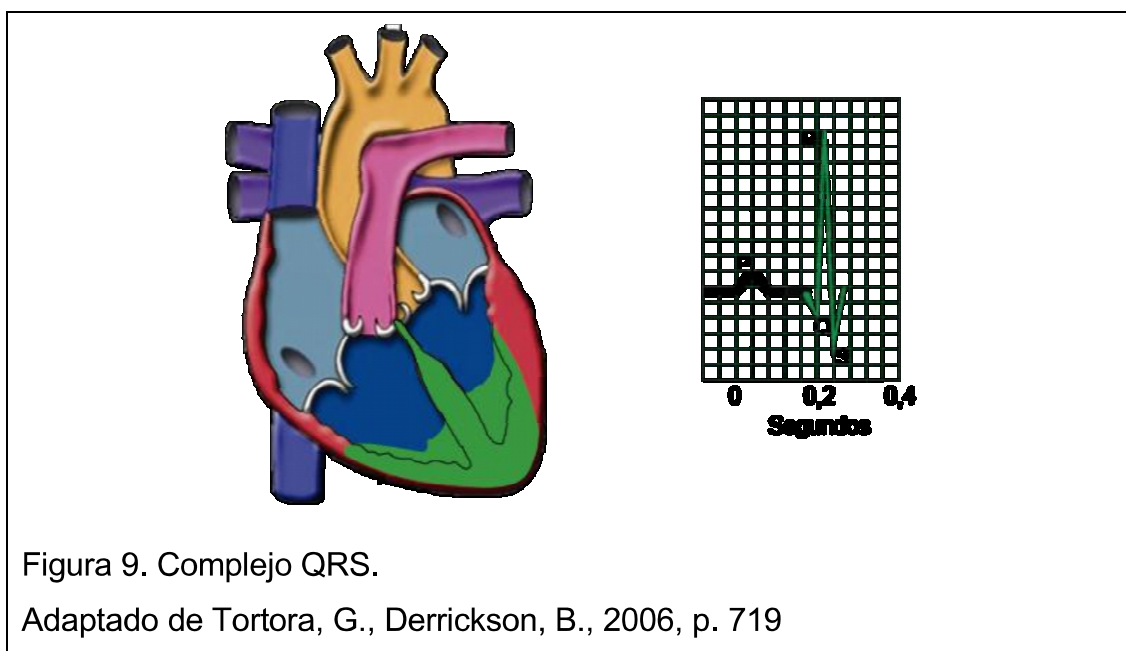
La onda P, mostrada en la Figura 7, representa la contracción de la aurícula izquierda y derecha. Tiene una forma redondeada de carácter positivo, con un voltaje de 0,1 [mV] - 0,25 [mV] y un tiempo de duración de 0,06 [s] - 0,10 [s].



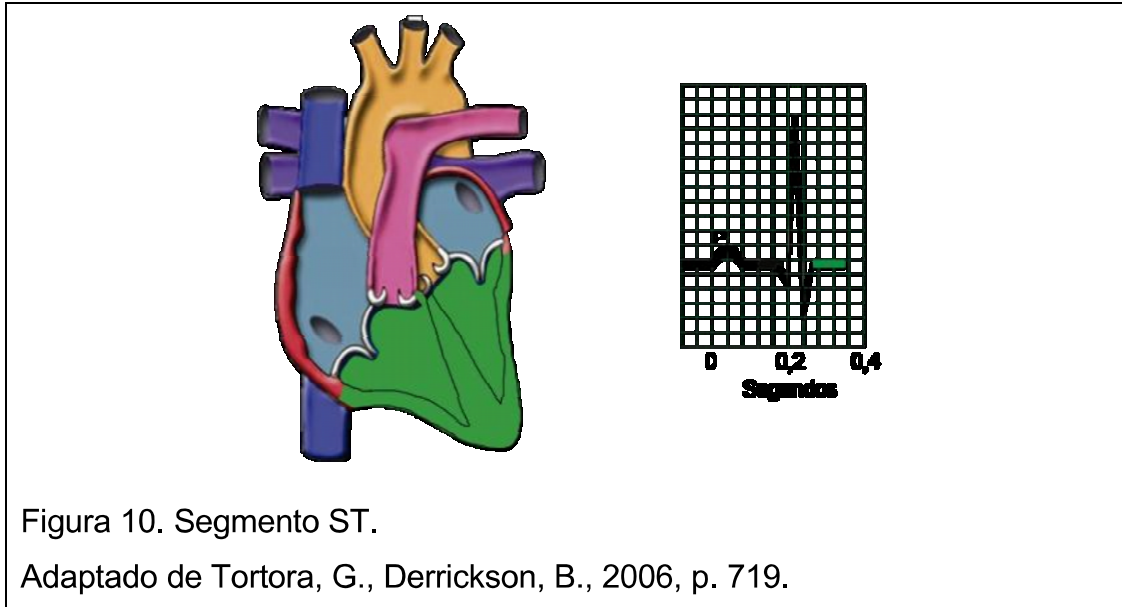
PQ / PR representa el intervalo de tiempo desde el inicio de la onda P y el inicio la onda Q o R, esta tiene una duración entre 0,10 [s] – 0,20 [s], como se observa en la Figura 8.



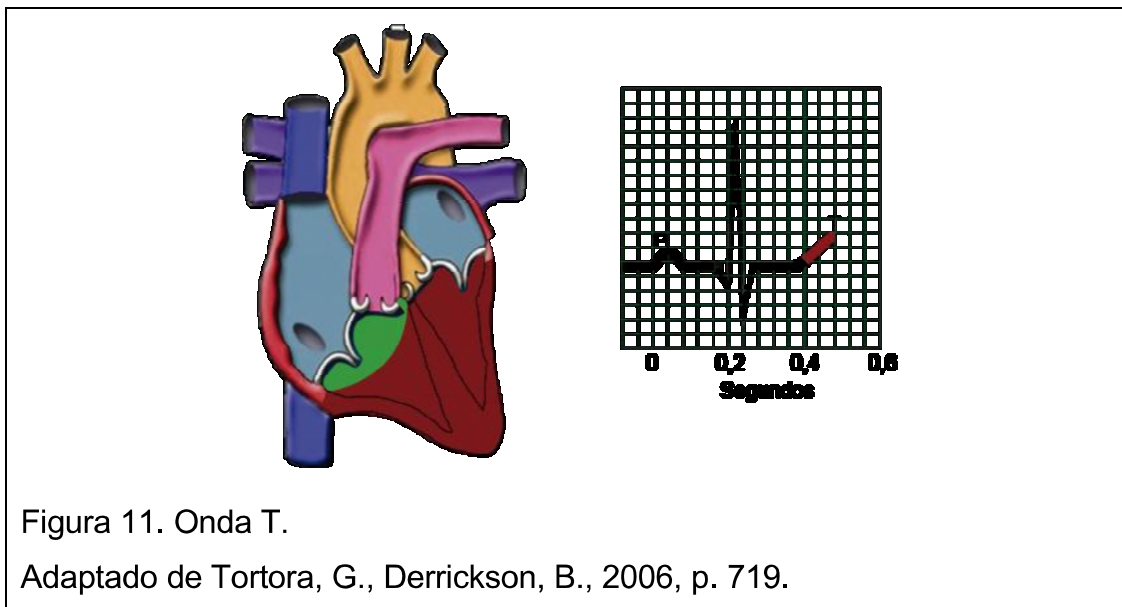
Como se visualiza en la Figura 9, el complejo QRS es una secuencia de ondas que indican la contracción del ventrículo izquierdo y derecho. Comienza con una onda negativa (Q), seguido por una onda alta triangular positiva (R) y finaliza con otra onda negativa (S). Consta de un voltaje de 1,5 [mV] – 3 [mV] y tiene un tiempo de duración de 0,06 [s] – 0,16 [s].



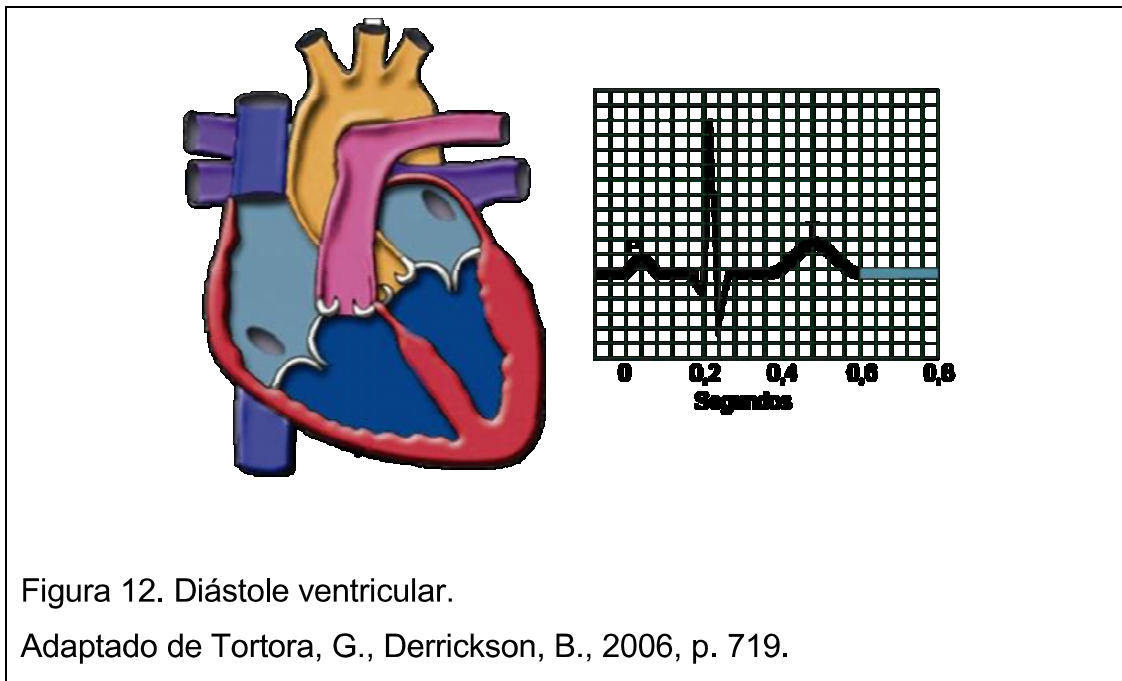
El segmento ST es un tiempo de descanso que divide el final de la contracción de los ventrículos con el inicio de la relajación de los mismos. Este tiene un tiempo de duración de 0,10 [s] – 0,15 [s], como se observa en la Figura 10.



La Figura 11 muestra la onda T, representa la relajación del ventrículo izquierdo y derecho. Tiene una forma redondeada de carácter positivo, con un voltaje de 0,2 [mV] – 0,5 [mV] y un tiempo de duración de 0,10 [s] – 0,25 [s]. Normalmente la onda T inicia aproximadamente en 0,4[s] después del inicio de la onda P.



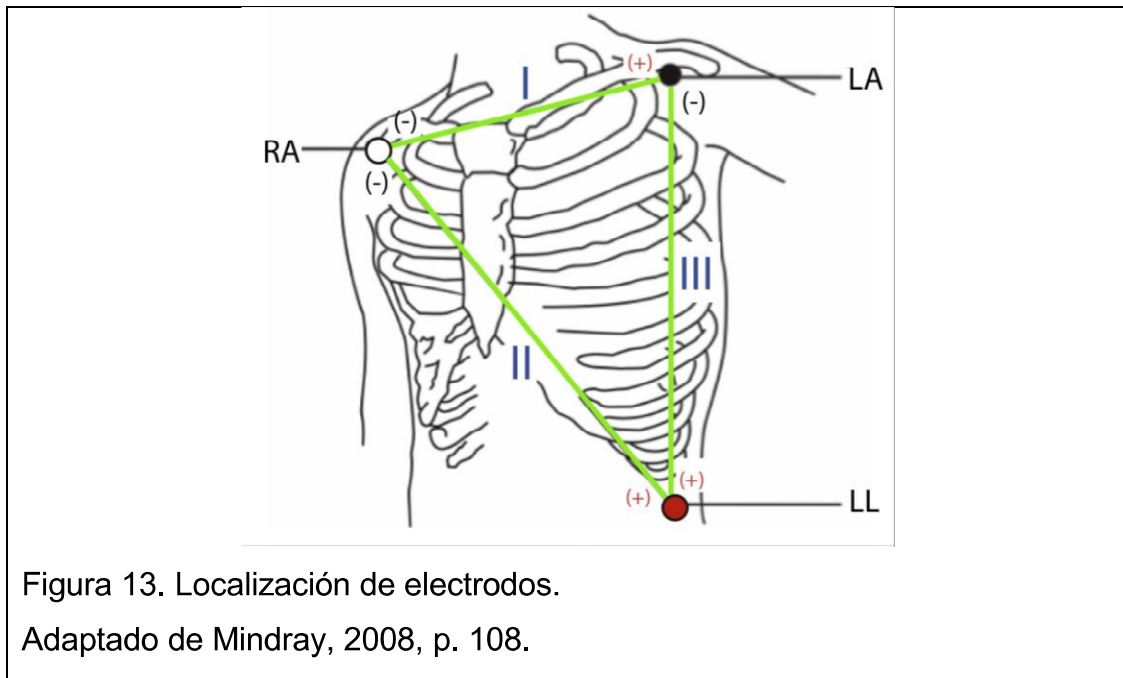
En la Figura 12 se observa el segmento de relajación que se da aproximadamente a los 0,6 [s] de haber iniciado el ciclo PQRST. Los ventrículos izquierdo y derecho se relajan teniendo un tiempo aproximado de 0,2 [s] para su relajación total. A los 0,8[s] empieza nuevamente la aparición de la onda P. Es así como el ciclo PQRST se repite con un tiempo aproximado de 0,8 [s].



#### 1.1.4 Lectura de onda PQRST

Para poder capturar las derivaciones bipolares estándar I, II y III, es necesario la colocación de los electrodos como se muestra en la Figura 13 basado en la nomenclatura estadounidense de la Tabla 1.

- La derivación I, registra el voltaje que va desde el brazo derecho hacia el brazo izquierdo.
- La derivación II, registra el voltaje que va desde el brazo derecho hacia la pierna izquierda.
- La derivación III, registra el voltaje que va desde el brazo izquierdo a la pierna izquierda.



Una vez colocados los electrodos en las tres posiciones, conforma el denominado “Triángulo de Einthoven”, basado en la Ley de Kirchhoff de la cual se obtiene la Ecuación 1.

$$I + III = II \quad \text{(Ecuación 1)}$$

Se reemplazan

las derivaciones:  $(LA - RA) + (LL - LA) = (LL - RA)$

Los códigos de colores y nomenclaturas son asociados a las normativas estadounidense (AHA) y europea (IEC) como se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1. Códigos y nomenclaturas AHA / IEC.

Normativa Estadounidense (AHA)		Normativa Europea (IEC)	
Etiqueta	Color	Etiqueta	Color
RA	Blanco	R	Rojo
LA	Negro	L	Amarillo
LL	Rojo	F	Verde

Tomado de Mindray, 2008, p. 108.



#### 1.1.4.1 Arritmias cardíacas

Se conoce a los trastornos de frecuencias del corazón como arritmias cardíacas, las cuales forman parte de las enfermedades del corazón. Estas son manifestaciones frecuentes con varias gamas de alteraciones tanto del ritmo como de la conducción. Entre los trastornos pueden presentarse latidos demasiado rápidos o demasiado lentos; se dividen en ventriculares y supraventriculares.

El complejo de ondas PQRST representa a un latido del corazón; en función de la frecuencia cardíaca o latidos por minuto se establecen tres rangos cardíacos:

- Braquicardia: Es la disminución del ritmo cardiaco de una persona adulta menor a 60 latidos por minuto.
- Normal: Es el ritmo cardiaco de una persona adulta que trabaja de 60 a 100 latidos por minuto.
- Taquicardia: Es el aumento del ritmo cardiaco de una persona adulta mayor a 100 latidos por minuto.

En la Tabla 2 se muestran los valores de frecuencia cardíaca con su respectiva duración en segundos y se resuelve con la Ecuación 2.

$$Frecuencia\ Cardiac = \frac{1}{T[s]} \cdot 60[s] \quad (\text{Ecuación 2})$$

$$Frecuencia\ Cardíaca = \frac{1}{1,50[s]} \cdot 60[s]$$

$$Frecuencia\ Cardíaca = 0,666 \cdot 60[s]$$

$$Frecuencia\ Cardíaca = 40[bpm]$$

Tabla 2. Valores de frecuencia cardíaca.

Frecuencia cardíaca	Período RR (s)
40,0	1,50
43,0	1,40
46,0	1,30
48,0	1,25
50,0	1,20
52,0	1,15
54,5	1,10
57,0	1,05
60,0	1,00
63,0	0,95
66,5	0,90
70,5	0,85
75,0	0,80
80,0	0,75
86,0	0,70
92,5	0,65
100,0	0,60
109,0	0,55
120,0	0,50
133,0	0,45
150,0	0,40
172,0	0,35

Adaptado de Castellano, C., Pérez de Juan, M.A., Attie, F., 2004, p. 17.

Tabla 3. Valores de frecuencia cardíaca de pacientes en reposo.

Recién nacidos (0 – 1 mes de edad)	70 a 190 latidos por minuto.
Bebés (1 – 11 meses de edad)	80 a 160 latidos por minuto.
Niños (1 a 2 años de edad)	80 a 130 latidos por minuto.
Niños (3 a 4 años de edad)	80 a 120 latidos por minuto.

Niños (5 a 6 años de edad)	75 a 115 latidos por minuto.
Niños (7 a 9 años de edad)	70 a 110 latidos por minuto.
Niños e 10 años o más y adultos (incluso ancianos)	60 a 100 latidos por minuto.
Aletas bien entrenados	De 40 a 60 latidos por minuto.

Tomado de Medline Plus (s.f.).

#### 1.1.5 Monitores de signos vitales.

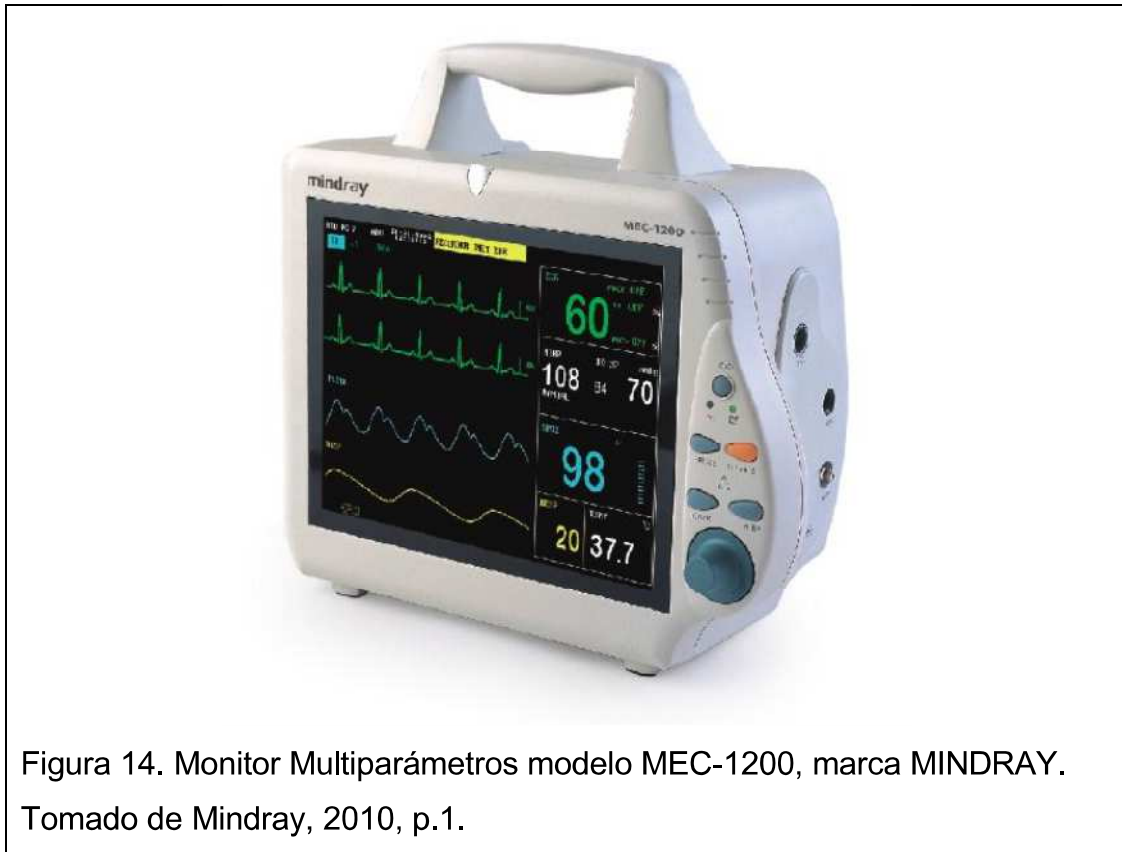
Los monitores de signos vitales son equipos médicos que registran un conjunto de parámetros fisiológicos para poder mostrar en pantalla valores en tiempo real de los signos vitales de pacientes. Generalmente, se los utiliza en salas de cuidados intensivos, quirófanos, cuidados pre hospitalarios, unidades de observación, salas de emergencia, entre otros. Estos monitores tienen la posibilidad de ser conectados en red, con lo cual los datos clínicos de varias unidades pueden ser visualizados en una central de monitoreo.

Los monitores cuentan con varios módulos de medición de parámetros clínicos, así como también de accesorios para sus mediciones tales como: brazalete de presión arterial, cables de medición de ECG, sensor de temperatura y sensor de Saturación de oxígeno (SpO<sub>2</sub>).

Los parámetros que pueden ser medidos en los monitores son los siguientes:

- Presión no invasiva (NIBP).  
Rango aproximado de: 10 [mmHg] – 270 [mmHg]
- Electrocardiograma (ECG).  
Rango aproximado de: 15 [bpm] – 300 [bpm]
- Frecuencia Respiratoria (RESP).  
Rango aproximado de: 0 [rpm] – 120 [rpm]
- Saturación de oxígeno (SpO<sub>2</sub>).  
Rango aproximado de: 0 [%] – 100 [%]

- Temperatura (TEMP).  
Rango aproximado de: 0 [C°] – 50 [C°]



Como se puede visualizar en la Figura 15, la mayoría de monitores multiparámetros muestran en pantalla la siguiente información:

1. Información general del paciente.
2. Hora indicadora de la unidad.
3. Información de alarmas técnicas.
4. Indicador de sonido de alarmas.
5. Información de alarmas de parámetros fisiológicos.
6. Visualización de ondas fisiológicas.
7. Visualización de parámetros clínicos.
8. Indicador de batería de respaldo.
9. Visualización de alertas de red.
10. Visualización gráfica de menú principal.

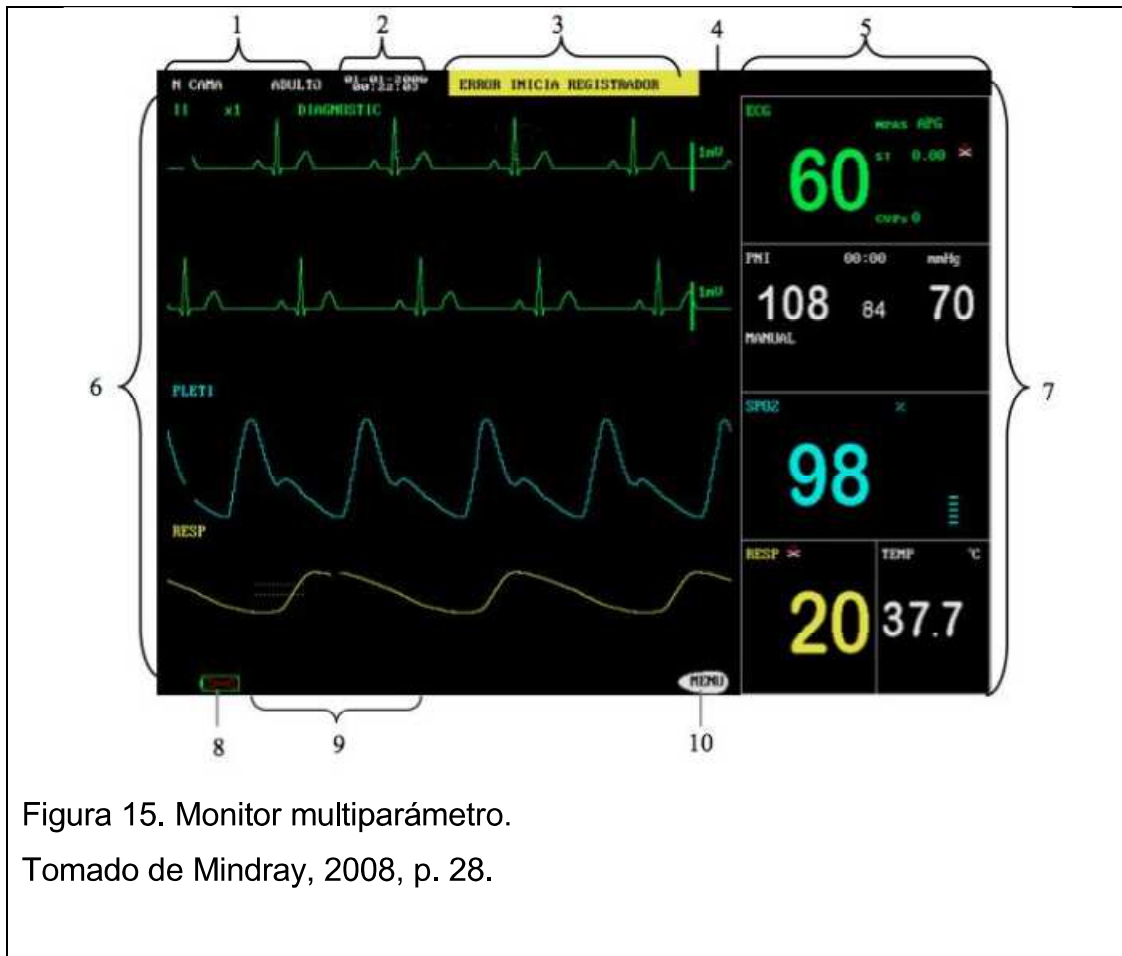


Figura 15. Monitor multiparámetro.

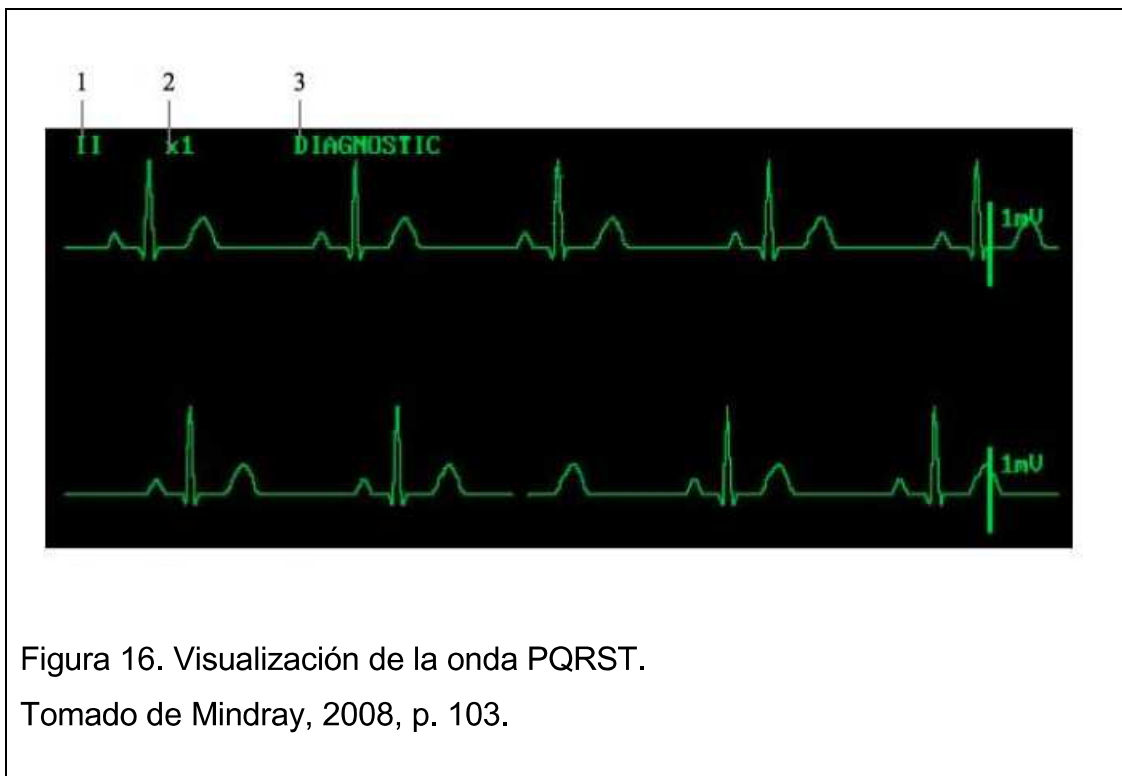
Tomado de Mindray, 2008, p. 28.

En los monitores de signos vitales varían las configuraciones según el tipo de paciente, sea este neonato, pediátrico o adulto, en base a los valores normales de ritmo cardíaco como se ha detallado en la Tabla 3.

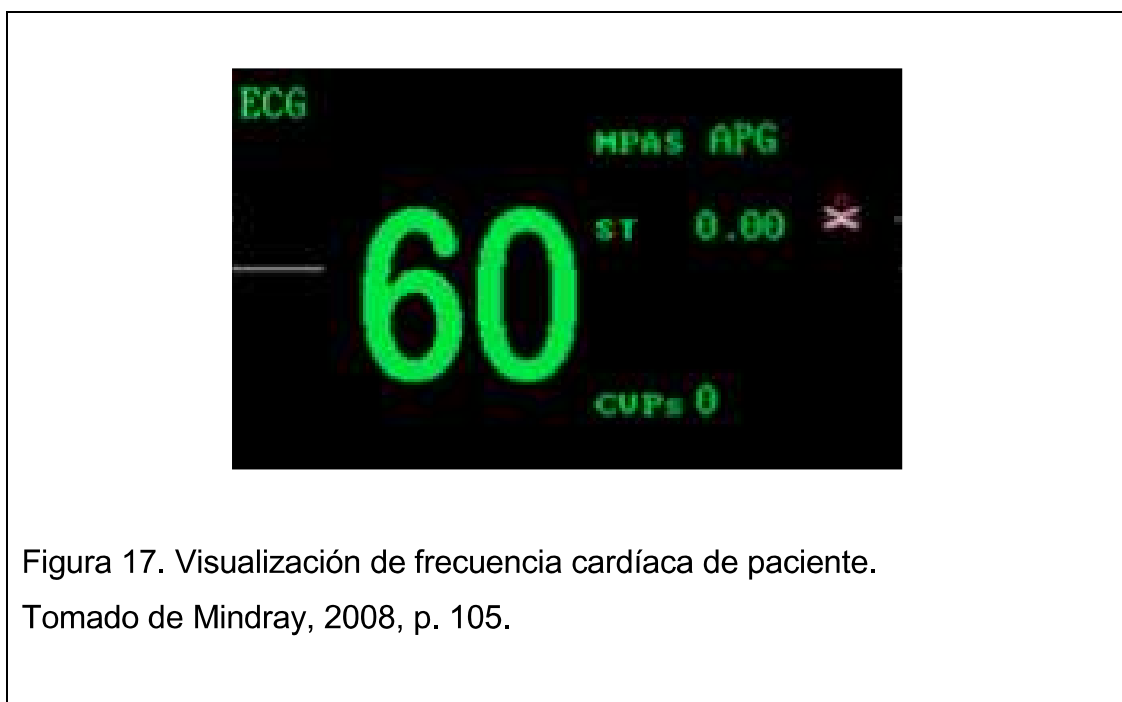
#### 1.1.5.1 Monitorización ECG

En la Figura 16, se puede observar la visualización de la onda PQRST que se muestra en pantalla, y esta puede ser configurada con las siguientes opciones:

1. Selección de derivada I, II ó III.
2. Ganancia de la onda: x0,25 ; x0,5 ; x1 ; x2 o AUTO.
3. Tipo de filtro: Diagnóstico, Monitor o Cirugía.



La Figura 17, muestra el número de latidos por minuto (frecuencia cardíaca) a la que se encuentra la lectura del ECG.



## 2. Capítulo 2: Desarrollo de hardware

El prototipo ha sido desarrollado en base a Electrónica Analógica por la similitud existente con el corazón en cuanto a las variables de voltaje, así como también se aplicó la Electrónica Digital para tener mayor precisión en los valores de frecuencia cardíaca.

Se ha iniciado por una fuente estable de 5 [V], en la que se ha utilizado el circuito integrado 7805; a partir de este voltaje se alimentan los demás circuitos integrados.

Posteriormente, se ha desarrollado el diseño del microcontrolador 16f628a, el cual genera dos salidas conectadas al circuito integrado 4022, así como también a la pantalla LCD para mostrar los datos. Se ha realizado la modificación de las ondas cuadradas emitidas por el circuito integrado 4022 a la onda PQRST, por medio de cálculos exponenciales.

El voltaje emitido por el circuito integrado 4022 ha sido alterado de tal manera que simule los voltajes generados por el corazón gracias al divisor de voltaje. El prototipo dispone de tres salidas que van conectadas al monitor de signos vitales.

### 2.1 Diseño electrónico.

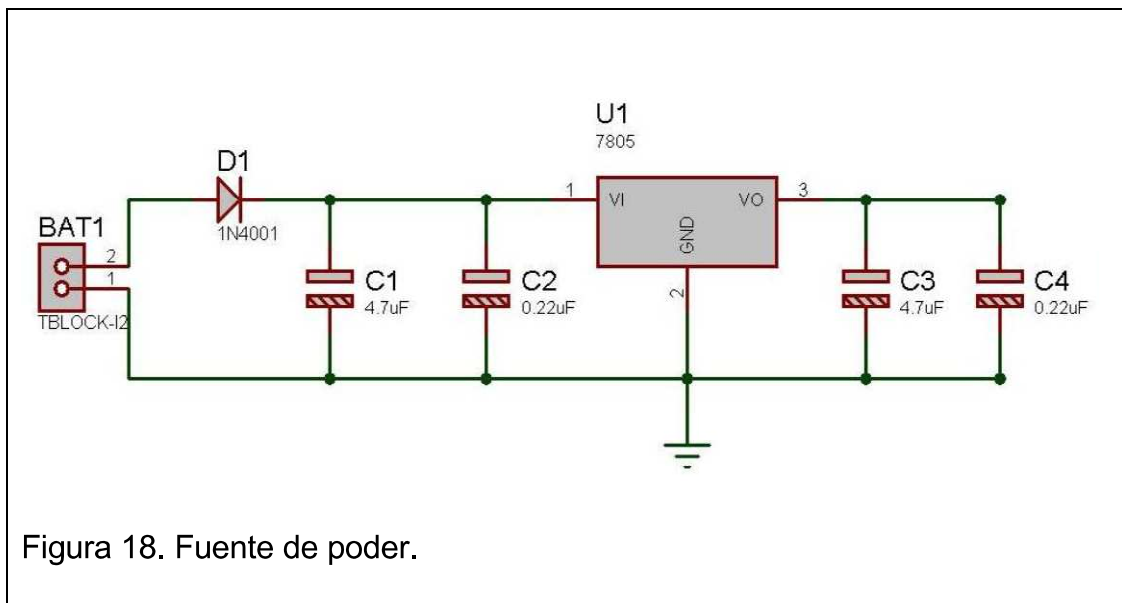
Para realizar el diseño se ha utilizado el software Proteus 8 el cual, por medio de dos plataformas (ISIS y ARES), permite diseñar el plano eléctrico del circuito y generar la placa a realizarse.

#### 2.1.1 Fuente de poder

Para la fuente de poder se ha utilizado como entrada un voltaje (BAT1) de 9-12 V DC por medio de un adaptador AC/DC de 110 V AC.

El circuito consta de una fuente reguladora de 9-12 VDC a 5 VDC gracias al integrado 7805 (U1), al cual se han colocado dos capacitores electrolíticos de 4.7uF (C1, C3) y 0.22uF (C2, C4) en la entrada y salida del integrado con la

finalidad de tener una entrada constante, estable y una salida sin ruido en el voltaje, como se visualiza en la Figura 18.



Se ha colocado un diodo 1N4001 (D1) para evitar voltajes negativos en la entrada del circuito.

### 2.1.2 Microcontrolador generador de frecuencias y señales para LCD.

Se ha utilizado el microcontrolador 16f628a (U2), el cual ha sido programado para generar dos frecuencias independientes, la primera de 10 [Hz] que sirve como RELOJ para el circuito integrado 4022 (U3), y la otra, una frecuencia variable de 0.5 [Hz] – 2.5 [Hz], las cuales son las que generan el ritmo cardíaco que es visualizado en los monitores multiparámetros y en la pantalla LCD del simulador (LCD1).

En la Figura 19 se observa el microcontrolador (U2) el cual tiene dos botones (B1 y B2) que están conectados a la salidas RB6 y RB7, respectivamente. Estas modifican el ritmo cardíaco entre 30 [bpm] – 150 [bpm]. Las salidas RB0 y RB4 representan las frecuencias de entrada para el circuito integrado 4022.



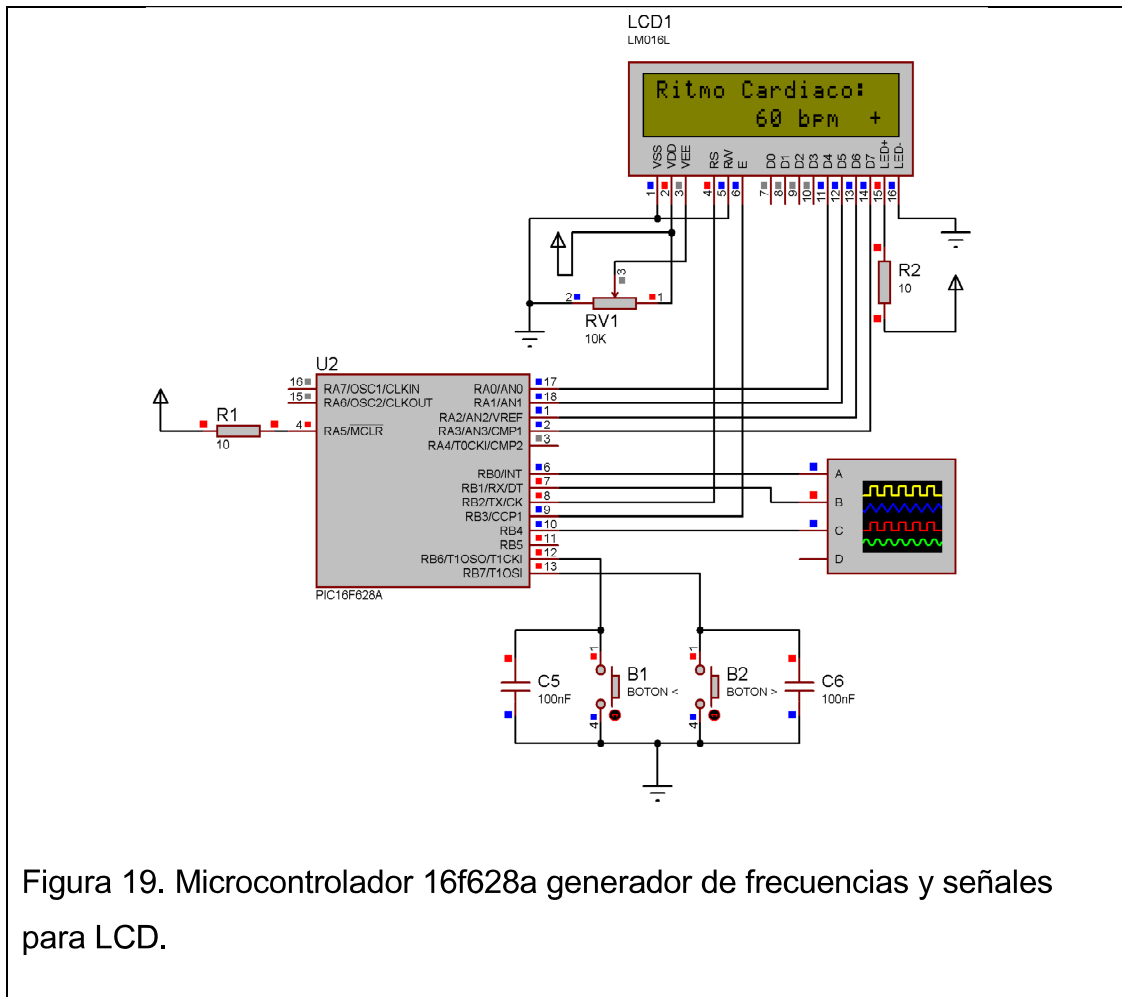


Figura 19. Microcontrolador 16f628a generador de frecuencias y señales para LCD.

En la Figura 20 la frecuencia amarilla representa la salida RB0 fija de 10 [Hz] y la azul a la salida RB4 variable de 0.5 [Hz] – 2.5 [Hz].

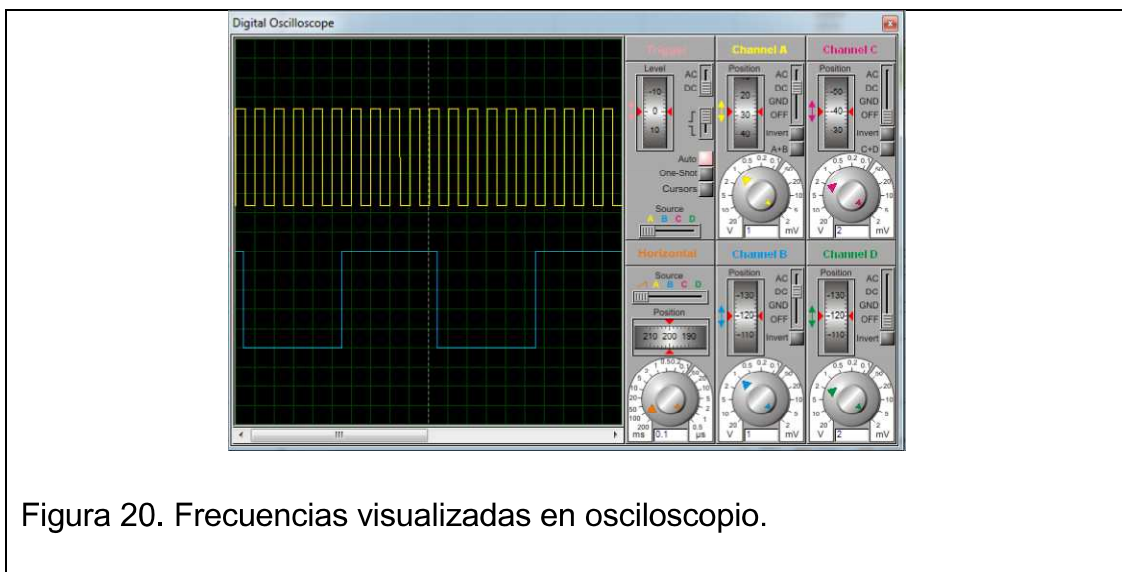


Figura 20. Frecuencias visualizadas en osciloscopio.

### 2.1.3 Contador y generador de pulsos.

El circuito integrado 4022 (U3) es un contador de cuatro etapas, el cual dispone de ocho salidas de onda cuadrada. De esta se utilizan cuatro salidas en las que se ha modificado su tipo de onda cuadrada con circuitos RC, para crear el tipo de onda PQRST. Las salidas no utilizadas son representadas por los segmentos PQ y ST de la señal del corazón, es decir, tiempos de espera.

En el circuito integrado se ha utilizado la unión de capacitores y resistencias para crear las diferentes tipos de ondas.

#### 2.1.3.1 Creación de onda PQRST

Se ha utilizado el circuito integrado 4022, el cual envía una cadena de ondas cuadradas en una frecuencia basada en su RELOJ. Para indicar el período del ciclo se ha empleado el RESET, como se visualiza en la Figura 21.

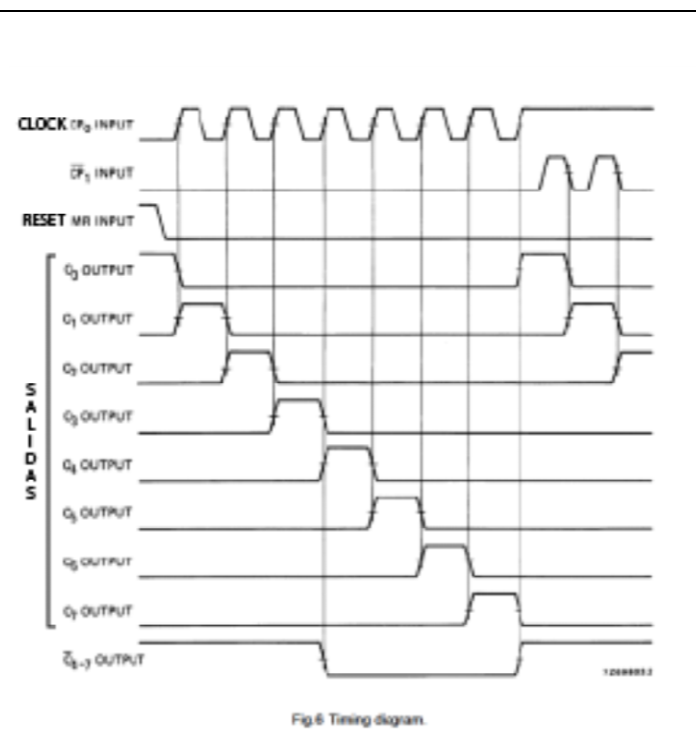


Figura 21. Diagrama de tiempo de circuito integrado 4022.

Tomado de Philips (1995).

De la salida Q1 del circuito integrado 4022 se obtiene la onda cuadrada a ser modificada hacia la onda P, como se visualiza en la Figura 22. La Ecuación 3 es utilizada para calcular el tiempo de carga de un circuito CR. Se conoce que el tiempo es de 100 [ms] y se ha asumido el valor del capacitor a 470 [nF].

$$V_c = E + \left( (V_o - E) \cdot e^{\frac{-t}{RC}} \right) \quad (\text{Ecuación 3})$$

Despejando R de la Eq. 3:

$$R_5 = \frac{-t}{\ln\left(\frac{V_c - E}{V_o - E}\right) \cdot C_8}$$

Reemplazado los valores:

$$R_5 = \frac{-100[\text{ms}]}{\ln\left(\frac{2[\text{V}] - 5[\text{V}]}{0[\text{V}] - 5[\text{V}]}\right) \cdot 470[\text{nF}]}$$

Se obtiene:

$$R_5 = 416513[\Omega]$$

Valor estándar:

$$R_5 = 430[\text{K}\Omega]$$

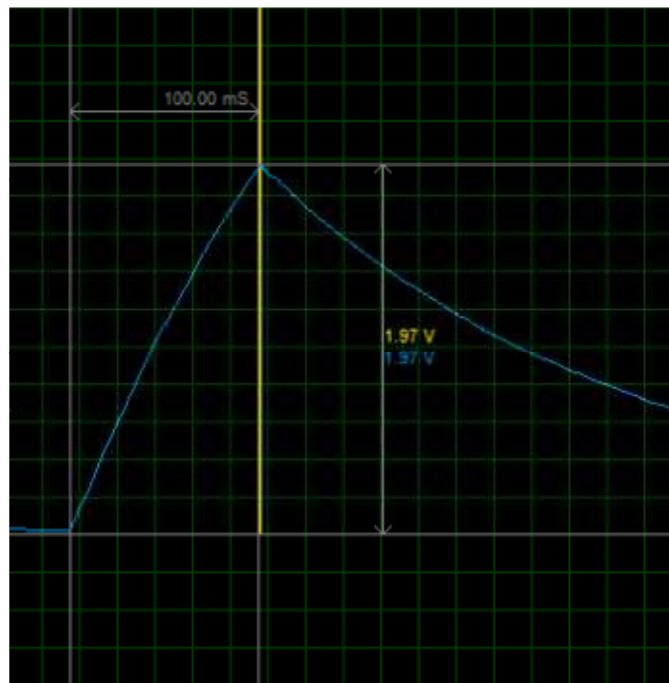


Figura 22. Visualización de onda cuadrada modificada a onda P.

De la salida Q2 del circuito integrado 4022 se obtiene la onda cuadrada a ser modificada hacia la onda negativa Q, como se visualiza en la Figura 23. La Ecuación 4 es utilizada para calcular el tiempo de descarga de un circuito RC. Se conoce que el tiempo es de 100 [ms] y se ha asumido el valor del capacitor a 470 [nF]. El diodo D3, mostrado en la Figura 26, reduce el voltaje positivo a 0.7 [V].

$$V_c = E \cdot e^{\frac{-t}{R \cdot C}} \quad (\text{Ecuación 4})$$

Despejando R de la Eq. 4 :

$$R_7 = \frac{-t}{\ln\left(\frac{V_c}{E}\right) \cdot C_9}$$

Reemplazado los valores:

$$R_7 = \frac{-100[\text{ms}]}{\ln\left(\frac{-0.01[\text{V}]}{-5[\text{V}]}\right) \cdot 470[\text{nF}]}$$

Se obtiene:

$$R_7 = 34236[\Omega]$$

Valor estándar:

$$R_7 = 33[\text{K}\Omega]$$

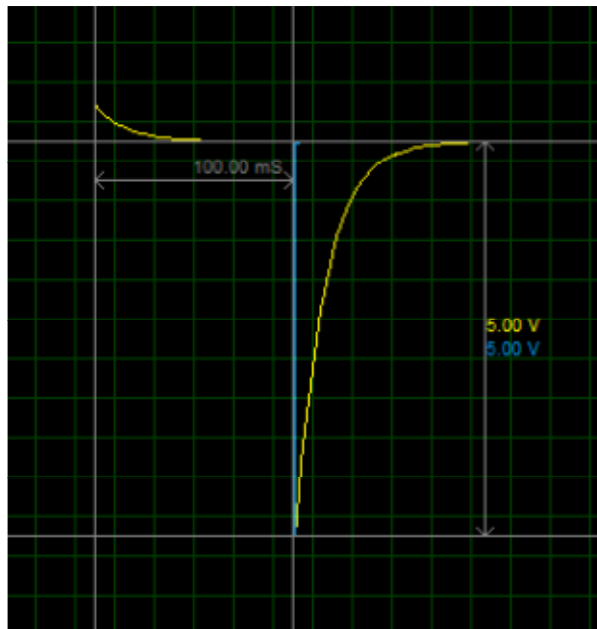


Figura 23. Visualización de onda cuadrada modificada a onda negativa Q.

De la salida Q4 del circuito integrado 4022 se obtiene la onda cuadrada a ser modificada hacia la onda RS, como se visualiza en la Figura 24. La Ecuación 4 es utilizada para calcular el tiempo de descarga de un circuito RC. Se conoce que el tiempo es de 100 [ms] y se ha asumido el valor del capacitor a 470 [nF]. El diodo D2, mostrado en la Figura 26, reduce el voltaje negativo a 0.7 [V].

Despejando R de la Eq. 4:

$$R_9 = \frac{-t}{\ln\left(\frac{V_c}{E}\right) \cdot C_7}$$

Reemplazado los valores:

$$R_9 = \frac{-100[ms]}{\ln\left(\frac{0.2[V]}{4.75[V]}\right) \cdot 470[nF]}$$

Se obtiene:

$$R_9 = 67169[\Omega]$$

Valor estándar:

$$R_9 = 68[K\Omega]$$

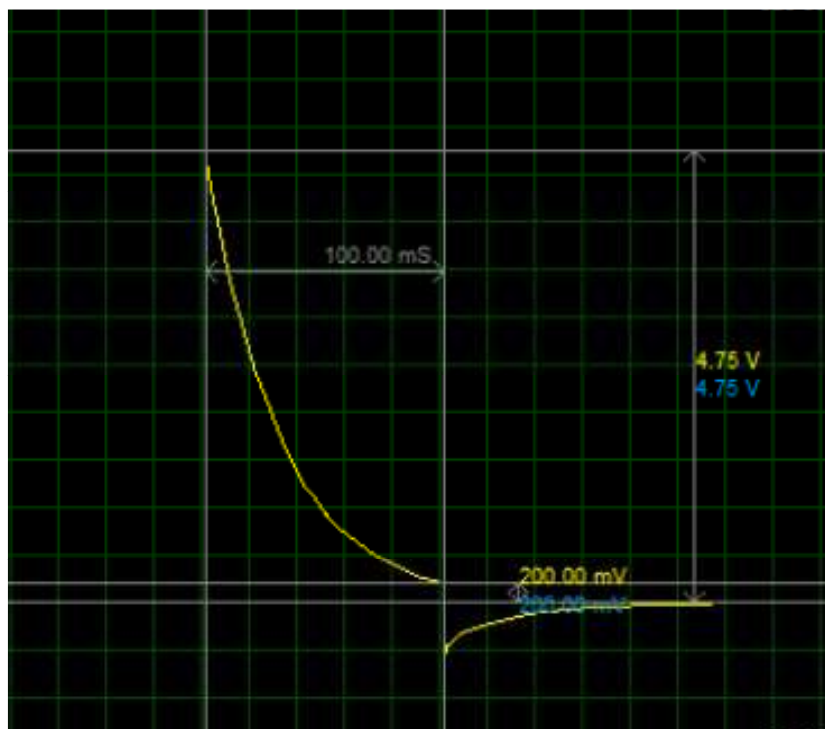


Figura 24. Visualización de onda cuadrada modificada a onda RS.

De la salida Q6 del circuito integrado 4022 se obtiene la onda cuadrada a ser modificada hacia la onda T, como se visualiza en la Figura 25. La Ecuación 3 es utilizada para calcular el tiempo de carga de un circuito CR. Se conoce que el tiempo es de 100 [ms] y se ha asumido el valor del capacitor a 470 [nF].

Despejando R de la Eq. 3:

$$R_8 = \frac{-t}{\ln\left(\frac{V_C - E}{V_O - E}\right) \cdot C_{10}}$$

Reemplazado los valores:

$$R_8 = \frac{-100[\text{ms}]}{\ln\left(\frac{4[\text{V}] - 5[\text{V}]}{0[\text{V}] - 5[\text{V}]}\right) \cdot 470[\text{nF}]}$$

Se obtiene:

$$R_8 = 132198[\Omega]$$

Valor estándar:

$$R_8 = 130[\text{K}\Omega]$$

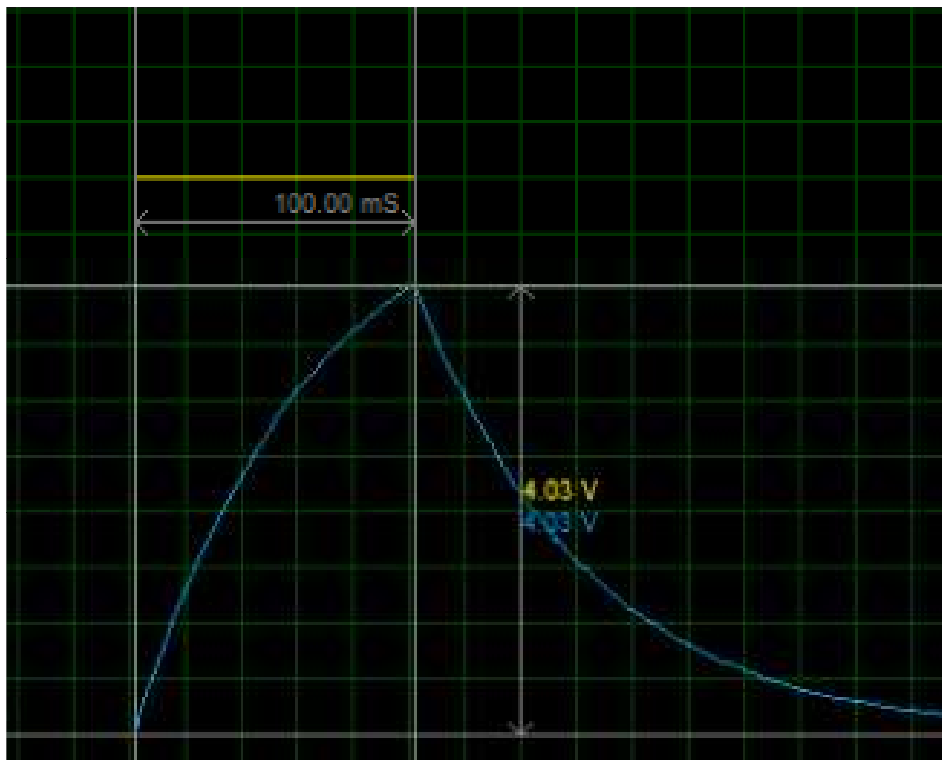


Figura 25. Visualización de onda cuadrada modificada a onda T.

Como se visualiza en la Figura 26, la frecuencia de RELOJ está conectada a la salida RB0 del microcontrolador 16f628a, esta genera el período de cada salida de onda cuadrada. En este caso se ha utilizado una frecuencia de 10 [Hz], que da un período de 0.1 [s], mediante la Ecuación 5.

$$Frecuencia = \frac{1}{T} \quad (\text{Ecuación 5})$$

Este tiempo es necesario ya que cada onda de la señal PQRST tiene un período total aproximado de 0.8 [s].

El RESET, conectado a la salida RB4 del microcontrolador 16f628a, modifica el período de la cadena según la frecuencia en la que se encuentre, con este se obtiene el ritmo cardíaco basándose en la Ecuación 2.

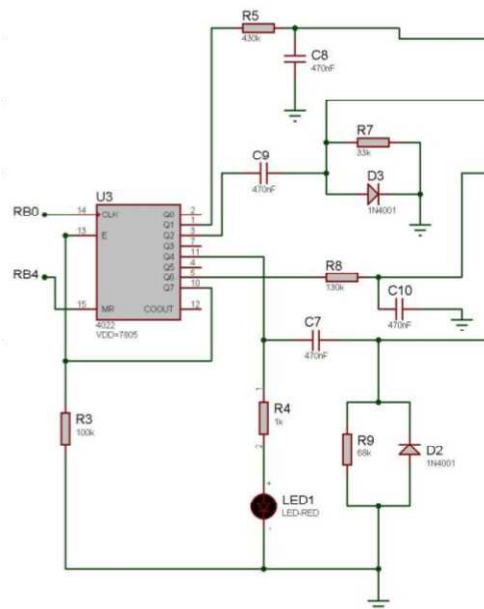


Figura 26. Circuito generador de onda PQRST.

### 2.1.4 Divisor de voltaje

En el último segmento se ha diseñado un divisor de voltaje para poder disminuir el voltaje a los valores más cercanos generados por el corazón, como se visualiza en la Figura 27.



Figura 27. Visualización de onda PQRST.

Por lo general la onda P tiene un valor máximo de 0.25 [mV]. Se asume una resistencia ( $R_{13}$ ) de 160[ $\Omega$ ] y se ha resuelto la Ecuación 6 para obtener el valor de la resistencia necesaria.

$$V_i = \frac{R_2}{R_1 + R_2} \cdot V_f \quad (\text{Ecuación 6})$$

$$\text{Despejando } R \text{ de la Eq. 6:} \quad R_{10} = \frac{R_{13}(V_1 - V_2)}{V_2}$$

$$\text{Reemplazado los valores:} \quad R_{10} = \frac{R_{13}(1.97[V] - 0.25[mV])}{0.25[mV]}$$

$$\text{Se obtiene:} \quad R_{10} = 1.260[M\Omega]$$

$$\text{Valor estándar:} \quad R_{10} = 1.3[M\Omega]$$



Por lo general la onda Q tiene un valor máximo de -0.3 [mV]. Se asume una resistencia (R13) de 160[Ω] y se ha resuelto la Ecuación 6 para obtener el valor de la resistencia necesaria.

$$\text{Despejando } R \text{ de la Eq. 6:} \quad R_6 = \frac{R_{13}(V_1 - V_2)}{V_2}$$

$$\text{Reemplazado los valores:} \quad R_6 = \frac{R_{13}(5[V] - 0.4[mV])}{0.4[mV]}$$

$$\text{Se obtiene:} \quad R_6 = 1.9[M\Omega]$$

$$\text{Valor estándar:} \quad R_6 = 2[M\Omega]$$

Por lo general la onda R tiene un valor máximo de 3 [mV] y la onda S de -0.4 [mV]. Se asume una resistencia (R13) de 160[Ω] y se ha resuelto la Ecuación 6 para obtener el valor de la resistencia necesaria. El valor 300[KΩ], mostrado en la ecuación, es el estándar en el mercado.

$$\text{Despejando } R \text{ de la Eq. 6:} \quad R_{11} = \frac{R_{13}(V_1 - V_2)}{V_2}$$

$$\text{Reemplazado los valores:} \quad R_{11} = \frac{R_{13}(4.75[V] - 2.5[mV])}{2.5[mV]}$$

$$\text{Se obtiene:} \quad R_{11} = 303840[\Omega]$$

$$\text{Valor estándar:} \quad R_{11} = 300[K\Omega]$$

Por lo general la onda T tiene un valor máximo de 0.5 [mV]. Se asume una resistencia (R13) de 160[Ω] y se ha resuelto la Ecuación 6 para obtener el valor de la resistencia necesaria. El valor 1.3[MΩ], mostrado en la ecuación, es el estándar en el mercado.

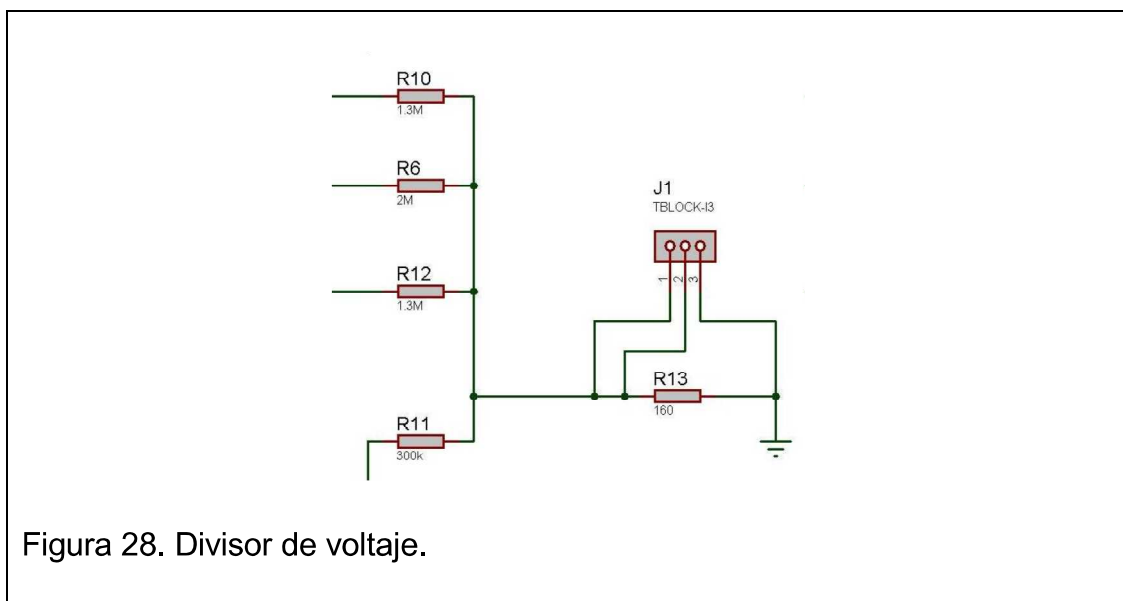
Despejando R de la Eq. 6: 
$$R_{12} = \frac{R_{13}(V_1 - V_2)}{V_2}$$

Reemplazado los valores: 
$$R_{12} = \frac{R_{13}(4[V] - 0.5[mV])}{0.5[mV]}$$

Se obtiene: 
$$R_{12} = 1.279[M\Omega]$$

Valor estándar: 
$$R_{12} = 1.3[M\Omega]$$

En la Figura 28 se observa el divisor de voltaje y sus respectivas conexiones.



### 2.1.5 Salida de señales.

El prototipo dispondrá de 3 salidas las cuales son necesarias para leer la señal PQRST en base al Triángulo de Eithoven RA, RL, LL. Como se visualiza en la Figura 28, las salidas se encuentran conectadas al bloque J1.

### 2.2 Diseño de placa electrónica.

Una vez realizada la simulación del prototipo, se procede al diseño de la placa electrónica en el software ARES donde se añaden todos los elementos electrónicos y se generan las pistas en la capa superior e inferior. Como se visualiza en la Figura 29, la placa es de doble lado; las líneas rojas se encuentran en la cubierta superior y las azules en la cubierta inferior.

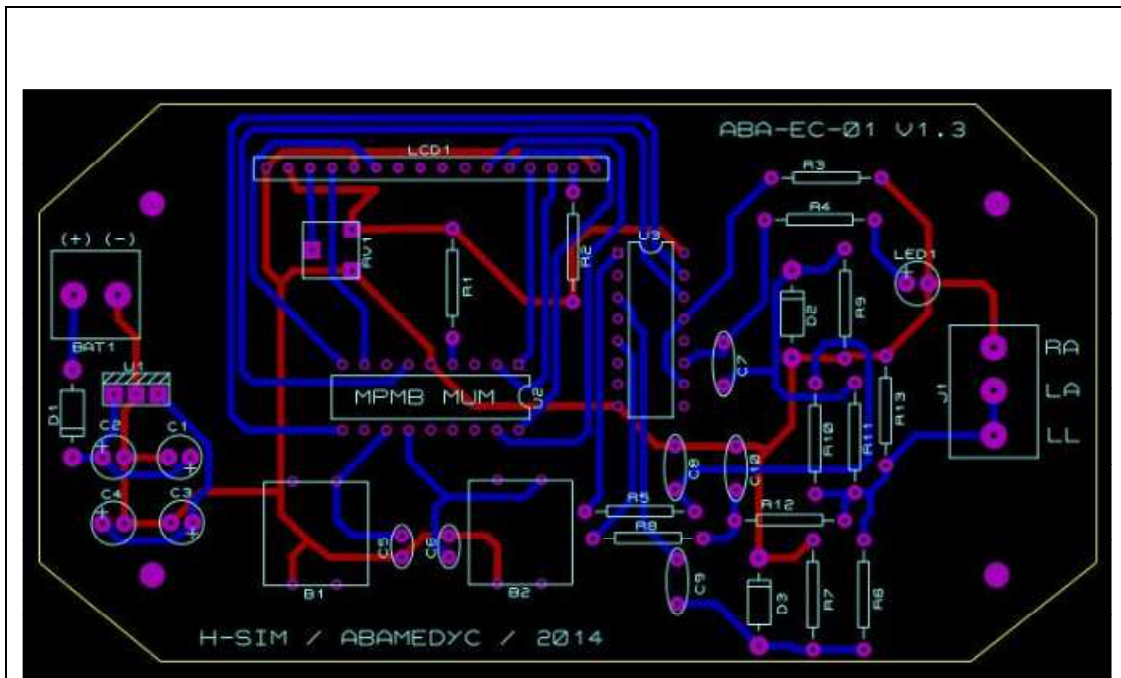


Figura 29. Diseño de placa electrónica.

Una vez finalizado el diagrama, se lo puede exportar a tres dimensiones para una visualización más clara de la placa una vez enviada a producción. En la Figura 30 se muestra la placa en 3D con todos sus componentes.

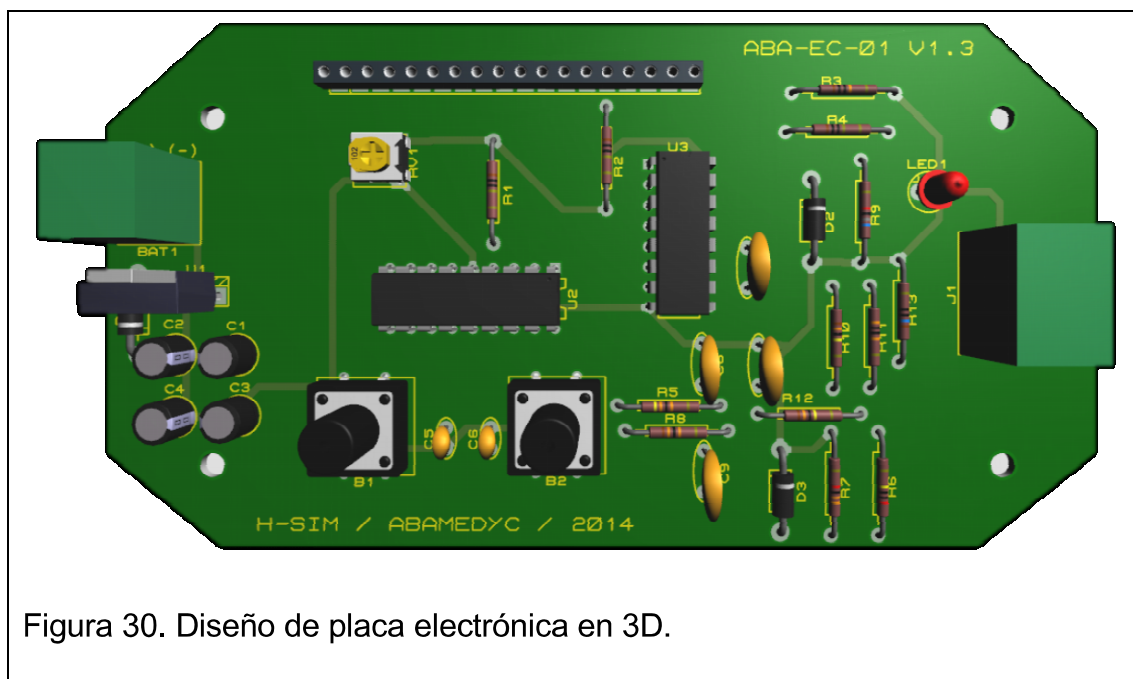


Figura 30. Diseño de placa electrónica en 3D.

En la Figura 31, se observa la placa electrónica en tercera dimensión con la visualización de la pantalla LCD.



Figura 31. Diseño de placa electrónica en 3D.

### 3. Capítulo 3. Programación de microcontrolador.

Para la programación del microcontrolador 16f628a se ha utilizado el programa Microcode Studio, en el cual se han generado dos frecuencias: la primera fija de 10 [Hz] sirve para establecer el período de cada salida del circuito integrado 4022; la segunda frecuencia es modificable, desde 0.5 [Hz] hasta 2.5 [Hz], esta indica el valor de ritmo cardíaco que se visualiza tanto en la pantalla como en el monitor de signos vitales (ANEXO 1).

Como se visualiza en la Figura 32, el diseño del programa del microcontrolador consta de los siguientes pasos:

1. Se inicia el programa.
2. Las variables se inicializan con valores configurados:  $FREC1 = 63$ ;  $FREC2 = 11$ .
3.  $FREC1$  inicia y tiene un valor fijo de 63, equivalente a 10 [Hz].
4.  $FREC2$  inicia con un valor de 11, equivalente a 1 [Hz]. Puede ser variable de 3 que equivale a 0.5 [Hz] hasta 19 que equivale a 2.5 [Hz].
5. Se muestra  $FREC2$  en pantalla como [bpm].
6. Si existe una interrupción en Pulso1 que llegue a 0 [V], esta confirma si la  $FREC2 = 19$ , caso contrario no realiza ninguna acción.
  - 6.1 Si  $FREC2 = 19$  no ejecutará ninguna acción, caso contrario sumará 2 a  $FREC2$ .
7. Si existe una interrupción en Pulso2 que llegue a 0 [V], esta confirma si la  $FREC2 = 3$ , caso contrario no realiza ninguna acción.
  - 7.1 Si  $FREC2 = 3$  no ejecutará ninguna acción, caso contrario restará 2 a  $FREC2$ .
8. Finaliza el programa.

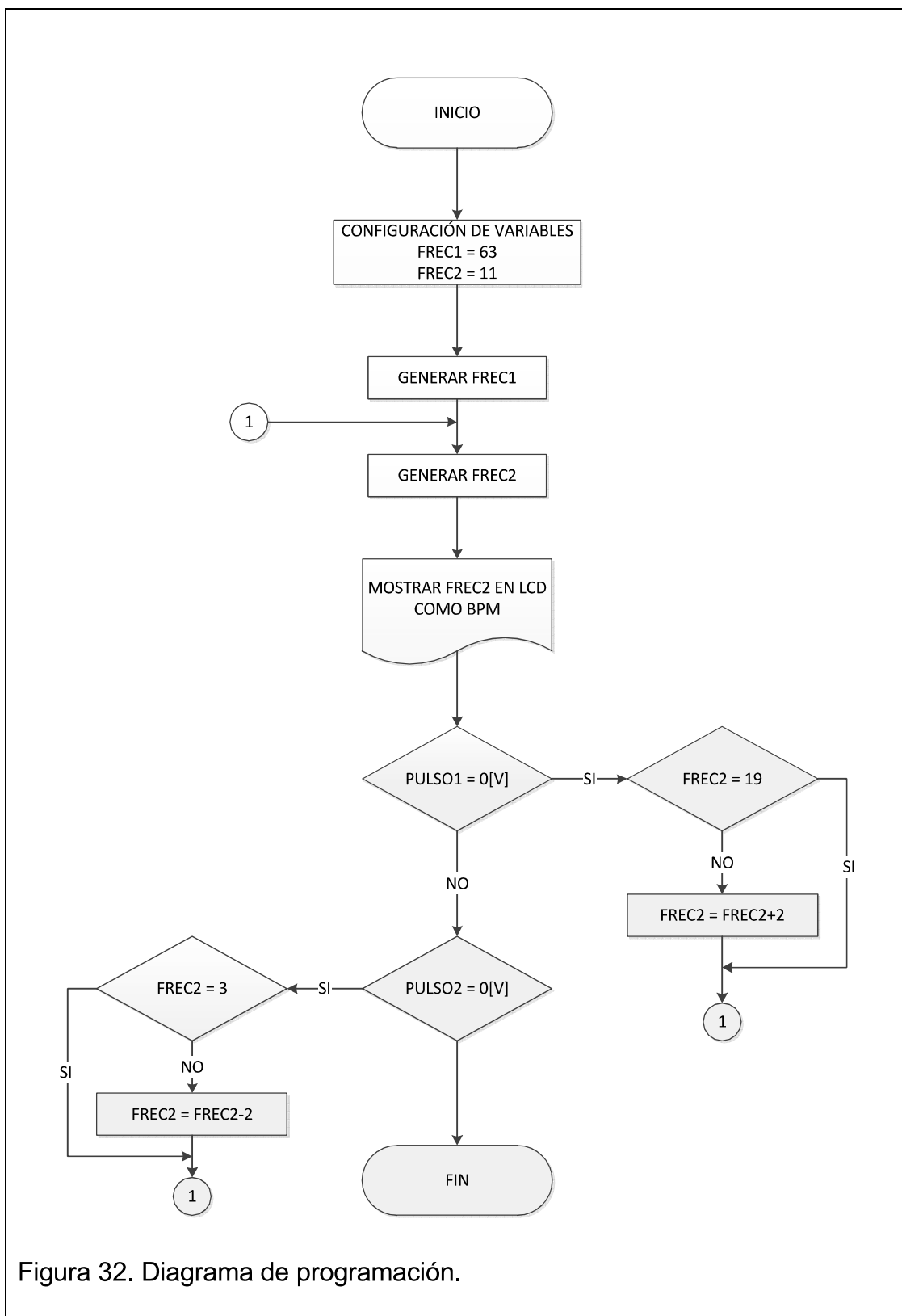
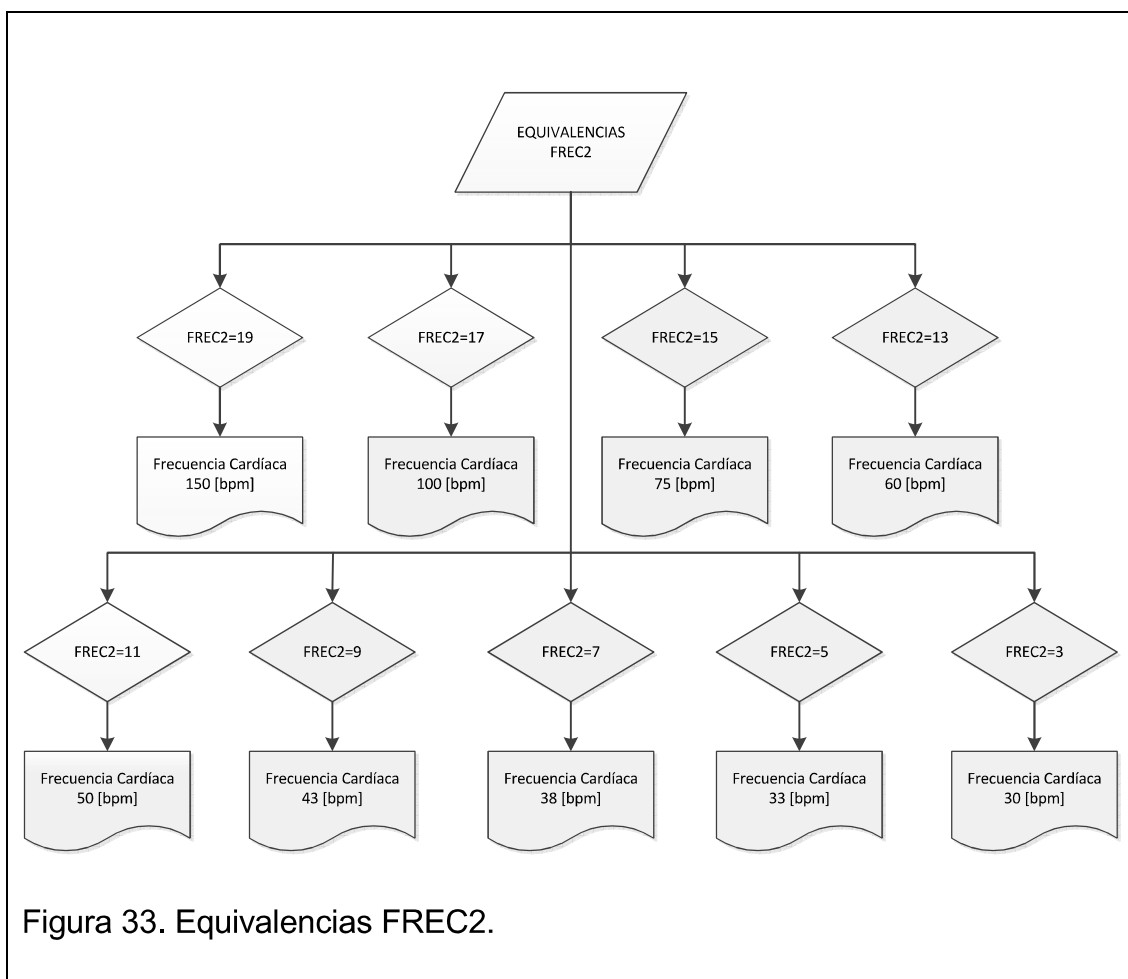


Figura 32. Diagrama de programación.

La Figura 33 muestra las equivalencias de FREC2 transformadas a latidos por minuto, visualizadas en la pantalla LCD del prototipo.



#### 4. Capítulo 4: Análisis de resultados.

Se han realizado pruebas de funcionamiento para distinguir el porcentaje de error existente. Se muestran la evaluación de las pruebas realizadas y los costos tanto del proyecto presentado como de simuladores de ECG existentes actualmente.

##### 4.1 Prototipo implementado.

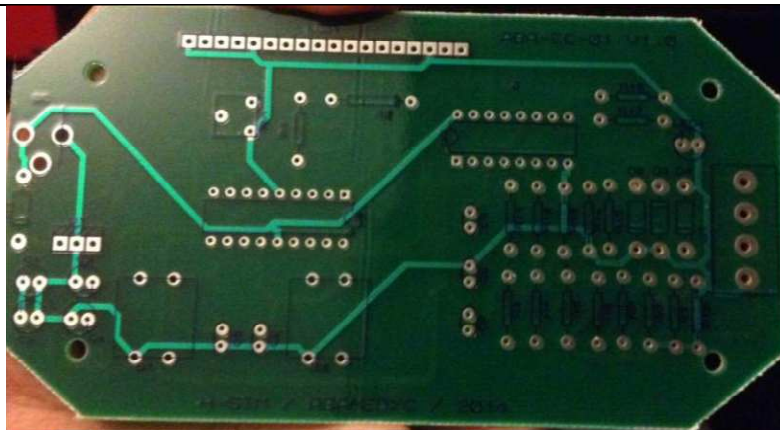


Figura 34. Placa implementada.

La Figura 34 y 35 muestra la placa PCB finalizada. Se procede a agregar los componentes eléctricos para soldarlos como se visualiza en a Figura 36.

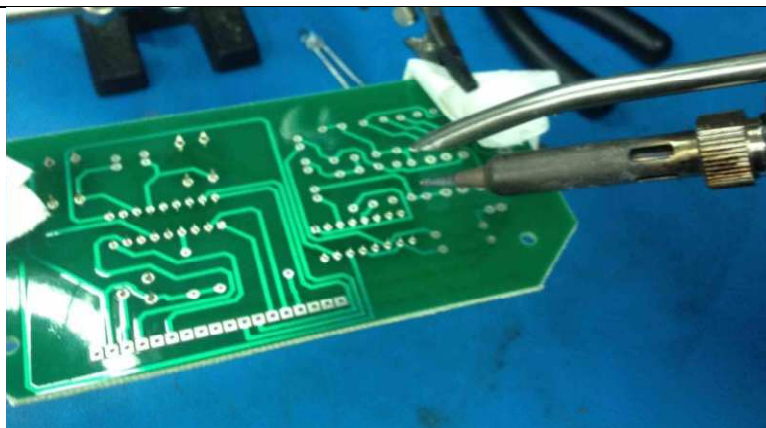


Figura 35. Soldadura de componentes.



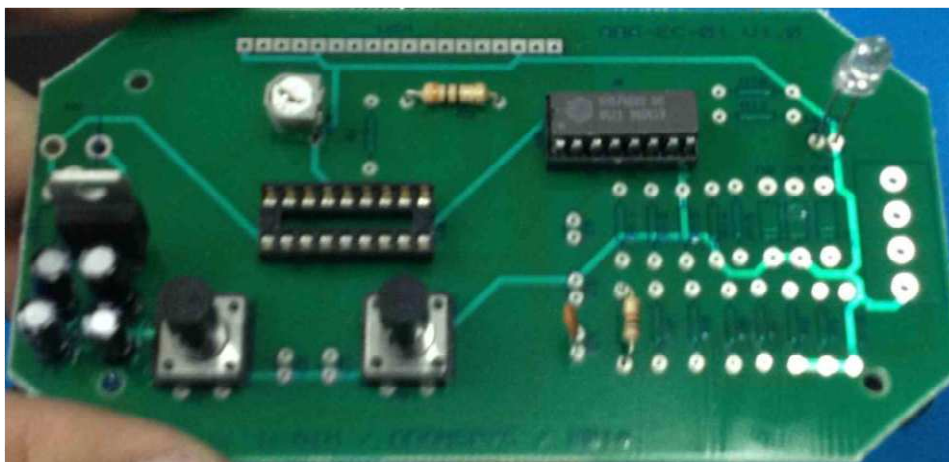


Figura 36. Placa con componentes soldados.

En la Figura 37 continúa el montaje realizando los cortes en la caja.

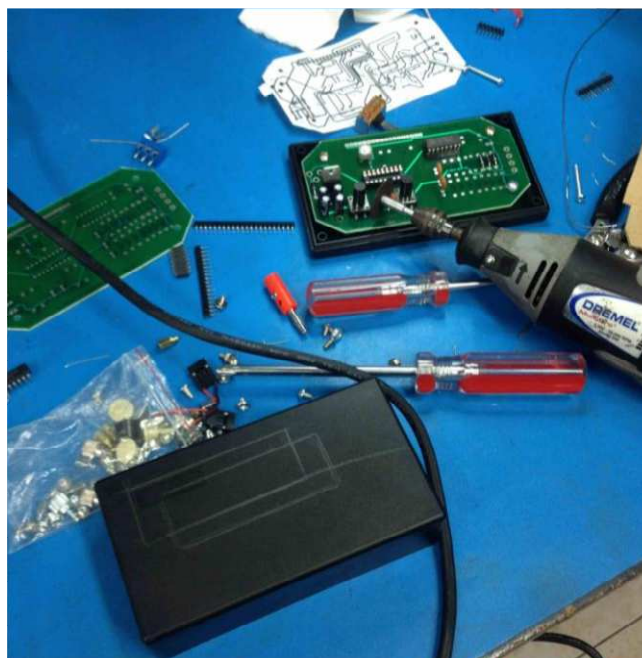


Figura 37. Montaje de la placa electrónica en la caja.

En la Figura 38 se realiza las pruebas de funcionamiento antes de que el prototipo sea sellado.

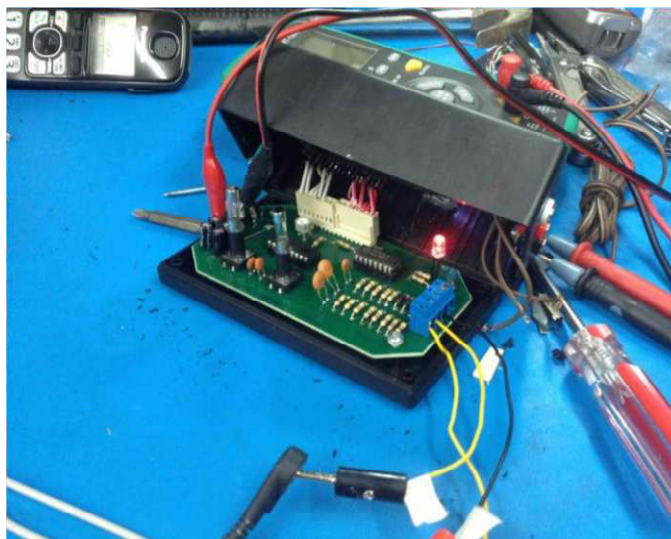


Figura 38. Pruebas de funcionamiento.

En la Figura 39 se visualiza el prototipo sellado y en funcionamiento.



Figura 39. Prototipo ensamblado.

## 4.2 Pruebas del prototipo

Una vez ensamblado el prototipo se ha procedido a realizar pruebas en el osciloscopio y monitor multiparámetros con la finalidad de indicar su correcto funcionamiento. El porcentaje de error arrojado es tolerante en relación a equipos simuladores de ECG existentes.

Como se observa en la Figura 40, por medio de cables de ECG, los colores de los mismos deben concordar con las conexiones en el prototipo.



Figura 40. Conexión de prototipo a monitor.

Una vez conectado el prototipo al monitor, se procede a las pruebas finales de las distintas frecuencias cardíacas programadas con el margen de error aceptable de  $\pm 1$  [bpm] como se detalla en la Tabla 4.

En la Figura 41, se visualiza en el monitor multiparámetro el valor real de frecuencia cardíaca de 30 [bpm].



Figura 41. Frecuencia de 30 [bpm].

En la Figura 42, se visualiza en el monitor multiparámetro el valor real de frecuencia cardíaca de 34 [bpm].



Figura 42. Frecuencia de 34 [bpm].



En la Figura 43, se visualiza en el monitor multiparámetro el valor medido de frecuencia cardíaca de 39 [bpm] dentro del margen de error aceptable de  $\pm 1$  [bpm] en relación al valor real.



Figura 43. Frecuencia de 39 [bpm].

En la Figura 44, se visualiza en el monitor multiparámetro el valor medido de frecuencia cardíaca de 44 [bpm] dentro del margen de error aceptable de  $\pm 1$  [bpm] en relación al valor real.



Figura 44. Frecuencia de 44 [bpm].

En la Figura 45, se visualiza en el monitor multiparámetro el valor medido de frecuencia cardíaca de 51 [bpm] dentro del margen de error aceptable de  $\pm 1$  [bpm] en relación al valor real.



Figura 45. Frecuencia de 51 [bpm].

En la Figura 46, se visualiza en el monitor multiparámetro el valor real de frecuencia cardíaca de 60 [bpm].



Figura 46. Frecuencia de 60 [bpm].

En la Figura 47, se visualiza en el monitor multiparámetro el valor medido de frecuencia cardíaca de 76 [bpm] dentro del margen de error aceptable de  $\pm 1$  [bpm] en relación al valor real.



Figura 47. Frecuencia de 76 [bpm].

En la Figura 48, se visualiza en el monitor multiparámetro el valor medido de frecuencia cardíaca de 101 [bpm] dentro del margen de error aceptable de  $\pm 1$  [bpm] en relación al valor real.



Figura 48. Frecuencia de 101 [bpm].

En la Figura 49, se visualiza en el monitor multiparámetro el valor medido de frecuencia cardíaca de 151 [bpm] dentro del margen de error aceptable de  $\pm 1$  [bpm] en relación al valor real.

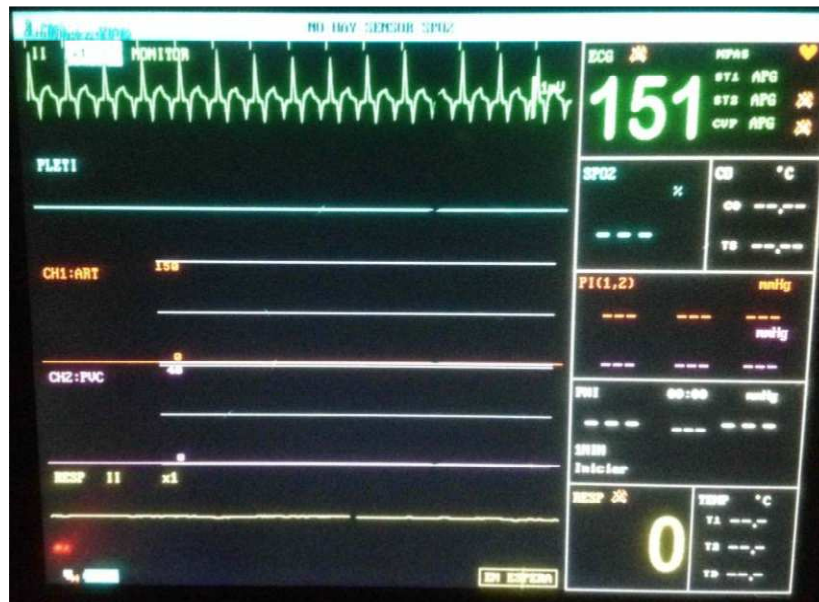


Figura 49. Frecuencia de 151 [bpm].

#### 4.3 Evaluación de resultados obtenidos

Después de las pruebas realizadas, se obtuvo el error absoluto con la Ecuación 7 y el error relativo con la Ecuación 8.

$$\text{Error absoluto} = |\text{valor medido} - \text{valor real}| \quad (\text{Ecuación 7})$$

$$\text{Error Relativo} = \frac{\text{Error Absoluto}}{\text{Valor Real}} \cdot 100\% \quad (\text{Ecuación 8})$$



Tabla 4. Errores absolutos y relativos.

Frecuencia Cardíaca Valor Medido	Frecuencia Cardíaca Valor Real	Error Absoluto	Error Relativo
31 [bpm]	30 [bpm]	1 [bpm]	3.33%
35 [bpm]	34 [bpm]	1 [bpm]	2.94%
39 [bpm]	38 [bpm]	1 [bpm]	2.63%
44 [bpm]	43 [bpm]	1 [bpm]	2.32%
51 [bpm]	50 [bpm]	1 [bpm]	2%
61 [bpm]	60 [bpm]	1 [bpm]	1.66%
76 [bpm]	75 [bpm]	1 [bpm]	1.33%
101 [bpm]	100 [bpm]	1 [bpm]	1%
151 [bpm]	150 [bpm]	1 [bpm]	0.66%

Las frecuencias generadas se han mantenido en un margen de error absoluto de  $\pm 1$  [bpm].

Las frecuencias cardíacas son mostradas en el monitor con la onda PQRST, manteniendo los valores de amplitud de voltaje a los que se ha pretendido llegar.

#### 4.4 Costos del prototipo

Como se detalla en la Tabla 5, por medio del software utilizado para la simulación (Proteus) se ha proformado la cantidad exacta de capacitores, resistencias, circuitos integrados, diodos y los misceláneos del prototipo. Todo el trabajo desarrollado se ha visto reflejado en los costos de ingeniería, lo cual se ha distribuido en mano de obra y horas de trabajo por ser el primer prototipo desarrollado e implementado.

Tabla 5. Costos del prototipo.

Categoría	Cantidad	Referencias	Valores	Costo Unitario
Capacitores	2	C1,C3	4.7uF	\$0,05
Capacitores	2	C2,C4	0.22uF	\$0,05
Capacitores	2	C5,C6	100nF	\$0,05
Capacitores	4	C7,C8,C9,C10	470nF	\$0,05
Resistencias	2	R1,R2	10	\$0,02
Resistencias	1	R3	100k	\$0,02
Resistencias	1	R4	1k	\$0,02
Resistencias	1	R5	430k	\$0,02
Resistencias	1	R6	2M	\$0,02
Resistencias	1	R7	33k	\$0,02
Resistencias	1	R8	130k	\$0,02
Resistencias	1	R9	68k	\$0,02
Resistencias	1	R10	1.3M	\$0,02
Resistencias	1	R11	300k	\$0,02
Resistencias	2	R12	1.3M	\$0,02
Resistencias	2	R13	160	\$0,02
Circuitos				
Integrados	1	U1	7805	\$0,53
Circuitos				
Integrados	1	U2	PIC16F628A	\$4,26
Circuitos				
Integrados	1	U3	4022	\$0,56
Diodos	3	D1,D2,D3	1N4001	\$0,10
Misceláneo	1	B1	BOTON <	\$0,45
Misceláneo	1	B2	BOTON >	\$0,45
Misceláneo	1	BAT1	TBLOCK-I2	\$0,15
Misceláneo	1	BATERIA1	9V	\$3,00
Misceláneo	1	BOX1	CAJA	\$5,04
CON-B1,CON-B2,CON-				
Misceláneo	4	B3,CON-B4	B/N/R/A	\$0,15
Misceláneo	1	CON-LCD1	CON-16	\$0,10

Misceláneo	1	J1	TBLOCK-I3	\$0,15
Misceláneo	1	LCD1	LM016L	\$8,74
Misceláneo	1	LED1	LED-RED	\$0,39
Misceláneo	1	PCB1	PLACA	\$35,00
Misceláneo	1	RV1	10K	\$0,23

#### Totales prototipo

Categoría	Cantidad	Costo Total
Capacitores	10	\$ 0,50
Resistencias	13	\$ 0,26
Circuitos		
Integrados	3	\$ 5,35
Diodos	3	\$ 0,30
Misceláneo	15	\$ 53,85
<b>Total</b>	<b>44</b>	<b>\$ 60,26</b>

#### Costos de Ingeniería

Categoría	Cantidad	Costo Unitario	Costo Total
Mano de obra	1	\$ 20,00	\$ 20,00
Horas de ingeniería	40	\$ 25,00	\$ 1.000,00
<b>Total</b>	<b>41</b>	<b>\$ 45,00</b>	<b>\$ 1.020,00</b>

Adaptado de Proteus 8 BOM (Bill of materials).

#### 4.4.1 Costos de simuladores existentes en el mercado internacional.

Por medio del método de investigación exploratorio, se ha obtenido proformas de empresas de varias partes del mundo, tales como FLUKE de USA, Qingdao Bright Medical de China, y RIEGEL de Inglaterra (Ver proformas en Anexo 2).

FLUKE dispone de una empresa distribuidora en Ecuador; el precio del simulador ECG PROSim 4 es de \$ 5,824.00 Dólares americanos, precio que se respalda en las especificaciones mostradas en la Tabla 6.

Tabla 6. Especificaciones de simulador FLUKE ECG PROSim 4.

Pantalla	LCD táctil a color.
ECG de referencia	Las amplitudes de ECG especificados son para el plomo II (calibración), desde el inicio hasta el pico de la onda R.
Ritmo sinusal normal	Configuración de 12 derivaciones con salidas independientes referidas a la pierna derecha de salida a 10 conectores ECG, con códigos de colores en base a las normas de la AHA e IEC mostradas en la Tabla 1.
Comunicación	Puerto USB (para actualizaciones de firmware y calibración solamente)
Precisión de amplitud	$\pm 5\%$ del ajuste de plomo II.
ECG frecuencias cardíacas	30, 60, 80, 90, 120, 150, 180, 210, 240, 270, 300, y 320 [BPM]
Precisión de frecuencias	$\pm 1\%$ del ajuste.
ECG selección de la onda	Adulto (80 ms) o neonatales (40 ms) duración del QRS.
Encendido por omisión	60 [bpm], 1,0 [mV], QRS adultos.

Adaptado de Fluke Biomedical Página Web.

La empresa Qingdao Bright Medical con el simulador de ECG 0784019 tiene un precio de \$ 1,450.16 Dólares americanos, sin contar con flete y con una compra mínima de cinco unidades, el cual alcanza un valor estimado de

\$ 7,250.80 Dólares americanos. Las frecuencias cardíacas del equipo son de 30, 60 y 90 [bpm].

Por último, la empresa RIEGEL dispone de un distribuidor para toda Sudamérica localizado en México. El equipo de ECG UNISIM tiene un valor de \$ 6,780.15 Dólares americanos, sin contar con flete a Ecuador. El precio se respalda en las especificaciones mostradas en la Tabla 7.

Tabla 7. Especificaciones de equipo ECG UNISIM – RIEGEL.

Comunicación	Vía Bluetooth para pasar datos al computador.
Pantalla	Monocromática. ¼ VGA completa de los gráficos.
Peso	<1.5 kg.
Medidas	270 x 110 x 75 mm / 10.5 x 4 x 3".
ECG	Completa simulación de 12 derivaciones.
Formas de onda	Ritmo sinusal normal, elevación del ST, ST depresión, infarto de miocardio, onda T alta.
Velocidad	20-300 [bpm] valor mecanografiado.
Eficacia	± 1 [bpm].

Adaptado de Rigel Medical Página Web.

Tabla 8. Comparativo de prototipo diseñado con equipos existentes en el mercado internacional.

Equipo	ECG Frecuencias Cardíacas	Precisión de frecuencias	Duración de batería	Pantalla
H-SIM	30, 34, 38, 43, 50, 60, 75, 100, 150 [bpm].	$\pm 1$ [bpm].	24 horas trabajo continuo.	LCD.
ProSim 4 – FLUKE.	30, 60, 80, 90, 120, 150, 180, 210, 240, 270, 300, y 320 [bpm]	$\pm 1\%$ del ajuste.	4 horas mínimo.	LCD táctil a color.
ECG 0784019 - Qingdao Bright Medical.	30, 60 y 90 [bpm].	Información no disponible.	Información no disponible.	Información no disponible.
ECG UNISIM – RIEGEL	20-300 [bpm] con intervalos de 1 [bpm].	$\pm 1$ [bpm].	4-24 horas dependiendo de las simulaciones.	Monocromática. $\frac{1}{4}$ VGA completa de los gráficos.

La Tabla 8 detalla las características principales del prototipo presentado en el presente proyecto, denominado “H-SIM”, en comparación con las características de equipos simuladores de ritmo cardíaco existentes en el mercado internacional.

## 5. Capítulo 5: Conclusiones y Recomendaciones

### 5.1 Conclusiones

En la actualidad existen equipos simuladores de ritmo cardíaco alrededor del mundo, sin embargo, sus costos son muy elevados y, para el uso que se los da, no resulta completamente rentable. Es por esto que se presenta un prototipo simulador de señales cardíacas optimizando elementos y componentes para que el equipo sea asequible tanto para estudiantes como para profesionales, así como también sea de sencilla manipulación y uso.

Después de haber realizado un exhaustivo estudio del funcionamiento del corazón y sus señales eléctricas, se desarrolla lo relacionado al hardware y software del prototipo, de lo que se concluye que la aplicación de conocimientos adquiridos ha sido de gran relevancia, como es el caso de la Electrónica Analógica y la asociación con la Electrónica Digital presentada en este proyecto.

Con la programación desarrollada en Microcode Studio, la simulación posterior fue más directa y con manejo de márgenes de error por la aplicación de Electrónica Digital, con lo cual se pudo llegar a  $\pm 1$  [bpm], margen de tolerancia actual en equipos existentes. La pantalla LCD del prototipo tiene la finalidad de mostrar los latidos por minuto que se presentan en el monitor de signos vitales.

En cuanto a limitaciones existentes en la implementación del prototipo, las resistencias estándares calculadas no se pudieron encontrar en el mercado local, por lo que deben ser importadas. Otro de los grandes limitantes son los costos de producción en cuanto a componentes y estructura exterior del prototipo ya que existen tamaños predeterminados pero no a la medida que se requiere.

En relación al desarrollo e implementación de la placa electrónica, el prototipo ha sido elaborado con componentes accesibles en el Ecuador, lo cual confirma que existe la posibilidad de generar un prototipo nacional como el presentado en este proyecto.

## 5.2 Recomendaciones

Como recomendaciones para el presente proyecto de titulación, el prototipo debería ser transformado por completo a digital para así tener mayor precisión en el registro de señal ECG ya que, actualmente, la obtención de la señal es muy limitada en base a los componentes electrónicos utilizados.

Sería interesante tomar en cuenta que se puede añadir complementos visuales al prototipo, tales como una pantalla en la que se vea la onda PQRST.

## 5.3 Trabajo a futuro

El prototipo presentado puede ser mejorado para reproducción masiva en un futuro con la finalidad de que su adquisición sea más rentable y su uso más sencillo y eficaz.

Entre las mejoras que se pueden aplicar al prototipo está que se puede presentar comunicación con el computador para la transmisión de datos; se puede agregar distintos tipos de ondas al prototipo para simular varias arritmias cardíacas de los pacientes; y, se podrían añadir más latidos por minuto en intervalos de un latido para tener más rango de frecuencias en el diagnóstico de los monitores.



## Referencias

- Almeida, D., (2004). Manual de arritmias cardíacas. (1ª. Ed.). Caracas, Venezuela: Colección Estudios.
- Arangoncillo, P., Azcona, L., García, J., (2009). Libro de la salud cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y de la Fundación BBVA. (1ª. Ed.). Bilbao, España: Editorial Nerea, S. A.
- Berbari, E. J. (2000). Principles of electrocardiography. In J. Bronzino, The Biomedical Engineering HandBook (2ª. Ed., Vol. 1, p. 231). Boca Ratón: CRC Press.
- Boylestad, R., (2004). Introducción al análisis de circuitos. (10ª. Ed.). México D.F., México: Pearson Educación.
- Castellano, C., Pérez de Juan, M.A., Attie, F. (2004). Electrocardiografía Clínica. (2ª. Ed.). Madrid, España: Elsevier.
- CleveLabs. (2006). Electrocardiography I Laboratory. (6ª. Ed.). Ohio, USA: Cleveland Medical Devices.
- DM Systems. (s.f.) Simulador de ECG. Recuperado el 4 de agosto del 2014 de [http://es.made-in-china.com/co\\_dmsmed/product\\_ECG-Simulator\\_heoiuosity.html](http://es.made-in-china.com/co_dmsmed/product_ECG-Simulator_heoiuosity.html)
- Fluke Biomedical. (s.f.) ProSim 4 Vital Signs Patient Simulator. Recuperado el 4 de agosto del 2014 de <http://www.flukebiomedical.com/Biomedical/usen/Biomedical-Test/Simulators-and-Controllers/ProSim-4-Vital-Signs-Simulator.htm?PID=72621&gclid=Cj0KEQjw3vyeBRDt673h5ZTYrdQBEiQAzhkf8oqEqTNOgd7tBnZd0EdjJogDLZNJ7PtxXMwl-8ioYQwaAIVY8P8HAQ>
- Fundación española del corazón. (s.f.) Cómo funciona el corazón. Recuperado el 5 de agosto del 2014 de <http://www.fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/como-funciona-el-corazon.html>

- Gazek, A., Pedrycz, W., (2012). ECG Signal Processing, Classification and Interpretation. (1<sup>a</sup>. Ed.). Londres, Inglaterra: Springer Science & Business Media.
- Gertsch, M., (2004). The ECG: A two-step approach to diagnosis. (1<sup>a</sup>. Ed.). Berlín, Alemania: Springer Science & Business Media.
- Medline Plus. (s.f.) Arritmias. Recuperado el 29 de julio del 2014 de <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/001101.htm>
- Medline Plus. (s.f.) Pulso. Recuperado el 29 de Julio del 2014 de <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003399.htm>
- Mindray. (2008). Manual de Funcionamiento MEC-1200. Shenzhen, China: Bio-Medical Electronics Co.oc
- Medical, R., (2012). An introduction to measuring and simulating Vital Signs. (1.1<sup>a</sup>. Ed.). Braken Hill, Reino Unido: Rigel Medical.
- Philips. (1995). Data Sheet HEF4022B MSI 4-stage divide-by-8 Johnson counter. Recuperado el 3 de agosto del 2014 de <http://www.datasheetdir.com/HEF4022+download>
- Rigel Medical. (s.f.) Rigel UNI-SIM Vital Signs Simulator. Recuperado el 4 de agosto del 2014 de <http://www.rigelmedical.com/products/simulators/vital-signs-simulator>
- Texas Heart Institute. (s.f.) Categorías de arritmias. Recuperado el 29 de julio del 2014 de [http://www.texasheartinstitute.org/HIC/Topics\\_Esp/Cond/arcat\\_sp.cfm](http://www.texasheartinstitute.org/HIC/Topics_Esp/Cond/arcat_sp.cfm)
- Texas Heart Institute. (s.f.) El sistema de conducción. Recuperado el 22 de febrero del 2014 de [http://www.texasheartinstitute.org/HIC/Anatomy\\_Esp/cond\\_sp.cfm](http://www.texasheartinstitute.org/HIC/Anatomy_Esp/cond_sp.cfm)
- Tortora, G., Derrickson, B. (2006). Principios de Anatomía y Fisiología. (11<sup>a</sup>. Ed.). Buenos Aires, Argentina: Editorial Médica Panamericana.

White, S., (2014). The Conductive System of the Heart. Recuperado el 5 de agosto del 2014 de <http://teachmeanatomy.info/thorax/cardiovascular/conducting-system-heart/>

## **ANEXOS**

# ANEXO 1

```
DEFINE OSC 4
DEFINE LCD_DREG PORTA
DEFINE LCD_DBIT 0
DEFINE LCD_RSREG PORTB
DEFINE LCD_RSBIT 2
DEFINE LCD_EREG PORTB
DEFINE LCD_EBIT 3
```

```
CMCON = 7
```

```
TRISB = %11101000
FREC VAR BYTE
SENAL1 VAR BIT
SENAL2 VAR BIT
CONTADOR VAR BYTE
INTCON = %11101000
OPTION_REG = %00000111
T1CON = %00010001
PIE1.0 = 1
FREC = 9
```

```
PAUSE 200
LCDOUT $FE, 1
LCDOUT $FE,$82,"ABAMEDYC"
PAUSE 50
LCDOUT $FE, 1
LCDOUT $FE,$82,"Ritmo Cardiaco:"
```

```
ON INTERRUPT GOTO INTERRUPCION
```

```
INICIO:
IF FREC = 3 THEN
LCDOUT $FE,$C5," 150 bpm"
ENDIF
IF FREC = 5 THEN
LCDOUT $FE,$C5," 100 bpm"
```

```
ENDIF
IF FREC = 7 THEN
LCDOUT $FE,$C5, " ", $FE,$C6," 75 bpm"
ENDIF
IF FREC = 9 THEN
LCDOUT $FE,$C5, " ", $FE,$C6," 60 bpm"
ENDIF
IF FREC = 11 THEN
LCDOUT $FE,$C5, " ", $FE,$C6," 50 bpm"
ENDIF
IF FREC = 13 THEN
LCDOUT $FE,$C5, " ", $FE,$C6," 43 bpm"
ENDIF
IF FREC = 15 THEN
LCDOUT $FE,$C5, " ", $FE,$C6," 38 bpm"
ENDIF
IF FREC = 17 THEN
LCDOUT $FE,$C5, " ", $FE,$C6," 33 bpm"
ENDIF
IF FREC = 19 THEN
LCDOUT $FE,$C5, " ", $FE,$C6," 30 bpm"
ENDIF
```

```
ASM
CLRWDT
ENDASM
PORTB.0=SENAL1
PORTB.1=SENAL2
GOTO INICIO
```

```
INTERRUPCION:
DISABLE
INTCON.7 = 0
```

```
IF INTCON.2 = 1 THEN GENERAR1
IF PIR1.0 = 1 THEN GENERAR2
IF INTCON.0 = 1 THEN PULSADOR
```

```
GENERAR1:
```

```
TMR0 = 63
SENAL1 = NOT SENAL1
INTCON.2 = 0
GOTO FIN
```

GENERAR2:

```
TMR1L = 40535
TMR1H = 40535 >> 8
IF CONTADOR <= FREC THEN
    CONTADOR = CONTADOR+1
ELSE
    CONTADOR = 1
    SENAL2 = NOT SENAL2
    IF SENAL2 = 1 THEN
        LCDOUT $FE,$CF,"+"
        PORTB.4=0
        PORTB.4=1
        PAUSE 10
        PORTB.4=0

    ELSE
        LCDOUT $FE,$CF," "
    ENDIF

ENDIF

ENDIF
PIR1.0 = 0
GOTO FIN
```

PULSADOR:

```
IF PORTB.6 = 0 THEN SUBIR
IF PORTB.7 = 0 THEN BAJAR
GOTO SALIR
```

SUBIR:

```
IF FREC >= 19 THEN SALIR
    FREC = FREC + 2
GOTO SALIR
```

BAJAR:

IF FREC <= 3 THEN SALIR

FREC = FREC - 2

GOTO SALIR

SALIR:

INTCON.0 = 0

FIN:

INTCON.7 = 1

RESUME

ENABLE

END

## ANEXO 2

 www.biogruo.com   Blindando tecnología y servicio desde 1976	<b>Principal:</b> C.C. Urbana, Bloque C, Local 12, Dátiles y La Tercera. Tel: (593-4) 2881250 (593-4) 2881568 Fax: (593-4) 2881882 (593-4) 2881569 1 PISO BLANCO   251626 Guayaquil - Ecuador	 Descarga la aplicación en www.2do.com	<b>Sucursal:</b> Av. América 889-774 y Vitahungua, Estif. Modulo 3do. Piso. Tel: (593-2) 2464752 (593-2) 2464751 Fax: (593-2) 2464751 Quito - Ecuador
		Una compañía de <b>BIOGRUPO</b>	

### COTIZACION No. : 9643-2014

<b>Cliente</b>	ABAMEDYC S.A.C	<b>Página</b>	1/2
		<b>Fecha</b>	03/07/2014
<b>Atención</b>		<b>Referencia</b>	
<b>Ciudad</b>	QUITO	<b>Validez cotización</b>	30 DIAS

ITEM	DESCRIPCION	CANTIDAD	PRECIO UNITARIO	PRECIO TOTAL
01	EQUIPO: PROSIM 4 MARCA: FLUKE	1	USD 5,200.00	USD 5,200.00
			<b>SUBTOTAL</b>	<b>USD 5,200.00</b>
			<b>IVA</b>	<b>12%</b>
				<b>624.00</b>
			<b>TOTAL</b>	<b>USD 5,824.00</b>

**FORMA DE PAGO:** 80% ANTICIPO Y 20% CONTRANENTREGA

**TIEMPO DE ENTREGA:** 45 días a partir del pago del anticipo.





## China Qingdao Bright Medical Manufacturing CO., Ltd.



Recipient: Michael Ubidia	Address: Lou xijuan
Company: ABAMEDYC	Dept: International Dept
Fax: +(593) 2-2506-895	Date: 2014-6-17
Tel: +(593) (994) 928-706	Total page: 1
E-mail: mubidia@abamedyc.com	E-mail: export@bright-med.com

urgent pls review pls endorse pls answer pls circulate Client: OEM/ODM Dealer

### Quotation

No.	Product NO.	Product Name	Specification	Picture	Unit	Price (USD/pc/batch) (FOB)				Remark
						1-5	6-20	21-50	Above51	
1	0704019	ECG Simulator	SEG-A		pc	USD1450.16	USD1290.03	USD1120.90	USD1040.84	

Remark: 1. The quotation is for one batch according to different grade.  
2. The Exchange rate between USD:RMB=1:6.2



UNIDADES DE NEGOCIO



GAS LATAM MEXICO SA DE CV  
CALLE SOL # 2816 JARDINES DEL BOSQUE  
GUADALAJARA, JALISCO  
TEL: +52 (33) 3120 9800  
Web: www.gaslatam.com

## Cotización

Folio :  
1919


Fecha :  
JULIO 17, 2014.

Página :  
1

Abamedyc  
Michael Ubidia Madsen  
No. , col.  
Quito, , Ecuador  
Tels : (593) 2252-6858 -

mubidia@abamedyc.com

A continuación pongo a su consideración la siguiente cotización:

Muestra	Cant.	Unid.	Clave	Descripción	P.Unitario	Importe	Mon
	1.00	PIEZA	370A930	UNI-SIM HAND HELD VITAL SIGNS SIMULATOR. ECG Interconnect module 10 ECG adaptor studs Power supply Carry case 5-pc tubing adaptor set Adaptor connect cable Manual Utility disc BT USB adaptor Safeguard Warranty card	6,780.15	6,780.15	USD