

# INTRODUCCIÓN A LA BIOINGENIERÍA

## DISEÑO DE UN CARDIOTACÓMETRO

### PROMEDIADOR A PARTIR DE LA SEÑAL ECG.

*Karen Julieth Forero Gutiérrez, Código: 2112870.*

*Edwin Carreño Lozano, Código: 2090454.*

*Manuel Andrés Bohórquez, Código: 2112265.*

**Resumen** – En este documento se presenta el diseño e implementación de un sistema diseñado para la lectura de la frecuencia cardíaca a partir de la señal de electrocardiografía. El sistema de adquisición de la señal de electrocardiografía (ECG) está conformado por un conjunto de amplificadores y filtros que acondicionan y procesan la señal eléctrica para poder visualizarla con sus ondas características. Posteriormente se realiza un acondicionamiento de la señal para transformarla en un tren de pulsos, utilizándola como entrada digital en un microcontrolador y procesándola con el fin de obtener una interfaz de lectura de las pulsaciones por minuto de fácil comprensión para el usuario.

**Palabras clave** – Cardiotacómetro, pulso cardíaco, filtro pasa banda, tren de pulsos.

#### I. INTRODUCCIÓN

La frecuencia cardíaca es uno de los signos vitales de mayor relevancia para el análisis de la calidad de vida del paciente. A través de la frecuencia cardíaca se puede evaluar no solo la condición física de un individuo sino también las patologías cardiovasculares manifestadas como alteraciones en el ritmo sinusal. En condiciones normales el corazón late periódicamente pero cuando se altera este patrón se producen las denominadas arritmias cardíacas. El corazón de un individuo en reposo late en promedio entre 60 y 100 ppm, valores menores al valor más bajo se conocen como bradicardia y valores mayores a 100 ppm se conocen como taquicardia.

Pero viéndolo desde la perspectiva saludable, frecuencias cardíacas superiores a 70 ppm se considera que el individuo es sedentario. Por otro lado un el corazón de una persona que realiza actividad

física tiene una carga de trabajo notablemente menor ya que en la misma unidad de tiempo bombea una menor cantidad de veces, cerca de 30 o 40 ppm. En consecuencia una persona que hace ejercicio tiene un pronóstico de vida mucho mayor que una persona sedentaria bajo la óptica de eficiencia cardiovascular.

Por tanto es importante contar con dispositivos que entreguen un resultado concreto y de fácil lectura para el usuario. Así que a continuación se presenta el modelo y método de realización de un sistema de lectura de la frecuencia cardíaca (pulsaciones por minuto) a partir de la señal ECG.

#### II. OBJETIVOS

##### A. Objetivo General

- Obtener una lectura de la frecuencia cardíaca mediante la señal ECG.

##### B. Objetivos Específicos

- Obtener la señal ECG con la mínima cantidad de ruido e interferencia.
- Codificar el complejo QRS propio de una señal ECG en una señal digital de dos estados (Binaria).
- Realizar una interfaz para el usuario mediante una LCD mostrando las pulsaciones por minuto y un diagnóstico básico.

#### III. MATERIALES Y MÉTODOS

##### a. CAPTACIÓN DE LA SEÑAL ECG

Cuando se registra un ECG, se inscribe una serie de ondas por cada ciclo cardíaco. Einthoven denominó a estas ondas P, Q, R, S y T, de acuerdo con su orden de inscripción, correspondiendo la onda P a la despolarización auricular, el complejo QRS a la despolarización ventricular y la onda T a la repolarización ventricular (Fig.2).

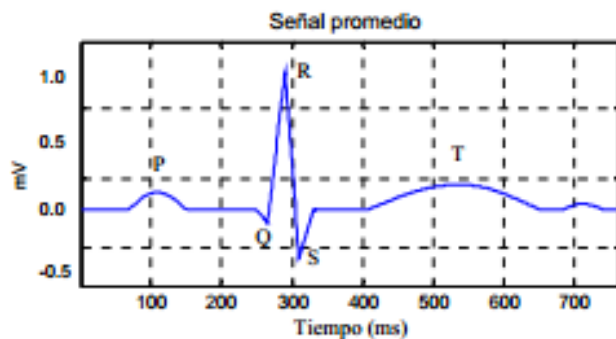


Figura 1. Parámetros de interés de la señal ECG. Fuente: [1]

La actividad eléctrica del corazón se registra captándola a través de unas placas metálicas (electrodos) colocadas en distintos puntos, denominados derivaciones.

Para la realización del sistema se utilizó el plano frontal para la adquisición de la señal ECG y la derivación bipolar I. Las derivaciones bipolares registran las diferencias de potencial entre dos puntos del cuerpo, estas tienen dos polos, uno positivo y otro negativo, y se denomina línea de derivación a la que une estos dos polos.

En electrocardiografía clínica se emplean tres derivaciones bipolares, que constituyen un circuito cerrado, y a las que Einthoven designó I, II, III (DI, D2, D3). Para su registro se colocan electrodos en el brazo derecho, el brazo izquierdo y el pie izquierdo (Fig. 3).

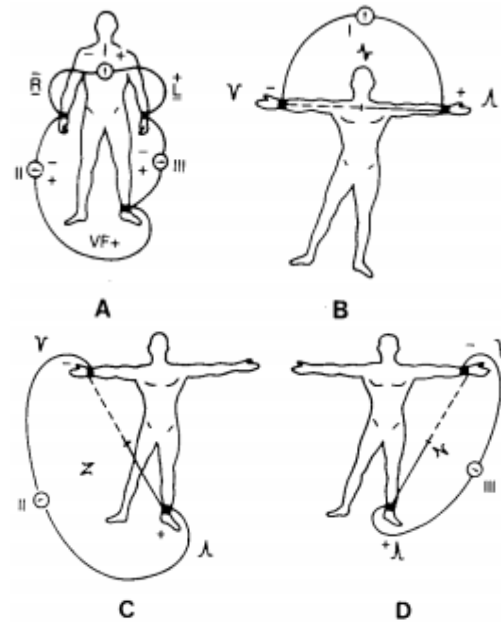


Figura 2. Derivaciones Bipolares I, II, III. Fuente: [2]

Einthoven consideró estas tres derivaciones bipolares (I, II y III) como un circuito cerrado, y la suma total de las diferencias tensionales entre distintos puntos que constituyen un circuito cerrado. [2]

El triángulo de Einthoven se forma de las derivaciones de la Figura. 2; el cual establece que el corazón se comporta como un dipolo eléctrico situado en el centro del triángulo equilátero, con tres ejes separados a 60° uno del otro. [1]



Figura 3. Triángulo de Einthoven. Fuente: [1]

b. ESTRUCTURA DEL DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL

## CARDIOTACÓMETRO PROMEDIADOR A PARTIR DE LA SEÑAL ECG



Figura 4. Sistema utilizado para la lectura de la frecuencia cardíaca.

En la Figura 4 se muestra, un diagrama de bloques donde se especifica cada uno de los módulos contenidos en el sistema utilizado para obtener una lectura de la frecuencia cardíaca, en donde se observa de forma rápida la estructura básica del cardiotacómetro promediador a partir de la señal de electrocardiografía. En la etapa de obtención de la señal ECG el sistema cuenta con una etapa de preamplificación mediante un amplificador de instrumentación, la etapa de filtrado donde se reduce el ruido en modo común asociado a la red de distribución eléctrica y cualquier otra clase de interferencia o ruido. Finalmente la protección que impide que el usuario tenga contacto directo con las corrientes eléctricas generadas por el sistema de adquisición y la tierra electrónica del circuito sea diferente a la tierra del paciente (Circuito de protección de pierna derecha [Right Leg, RL]).

En la etapa de eliminación de las ondas P y T se utiliza un filtro pasa banda de banda angosta que elimina dichas ondas y deja tan solo el complejo QRS. Posteriormente se utiliza un detector de umbral (comparador) que detecta el cambio del pico alto del

complejo QRS (pico R) para entregar un pulso por cada complejo, luego se controló el tiempo del ancho del pulso para evitar pulsos repetidos continuamente, esta etapa se llamó tren de pulsos. En último lugar se realizó una interfaz de usuario por medio de un circuito microcontrolado.

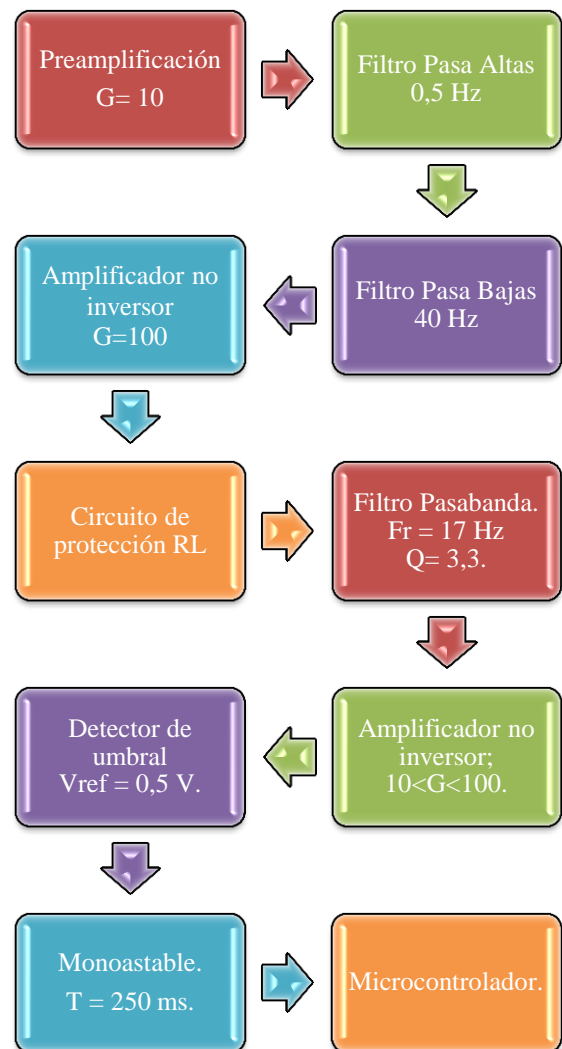


Figura 5. Estructura del Cardiotacómetro promediador.

### c. DESARROLLO DEL SISTEMA

Siguiendo la estructura mostrada en la Figura 5, se presentan diagramas esquemáticos de cada una de las etapas y los diseños realizados durante el desarrollo del diseño e implementación del cardiotacómetro promediador

En la etapa de preamplificación se utilizó un A.I. de Texas Instruments INA 128[3] con Ganancia 10.

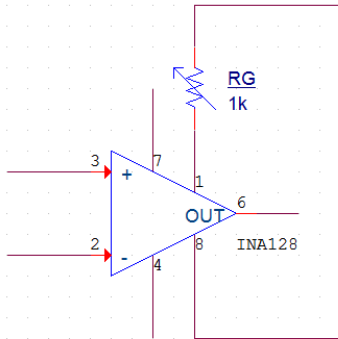


Figura 6. Circuito de adquisición de la señal ECG usando un INA128.

En la etapa de filtrado fue necesario diseñar los filtros, algunas especificaciones que se tuvieron en cuenta fue el tipo de filtro, en este caso se utilizaron filtros activos de tipo Butterworth de orden dos (-40 dB/década) teniendo en cuenta que la ventaja de estos filtros es que la ganancia de lazo cerrado está muy cercana a 1, tanto como es posible dentro del pasa-banda. Los amplificadores operacionales (OPAM) utilizados en esta etapa son TLC 252 [4] de Texas Instruments.

Colocando la frecuencia de corte en 40 Hz y eligiendo valores de capacitancia fácil de adquirir se obtuvo el filtro pasa-bajas:

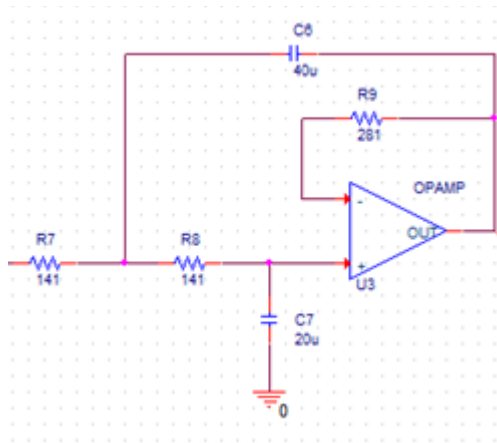


Figura 7. Filtro Pasa-bajas Butterworth de -40db/década con frecuencia de corte de 40 Hz.

Con la frecuencia de corte de 0,5 Hz y eligiendo valores adecuados para la capacitancia y resistencia, se obtuvo el filtro pasa-altas:

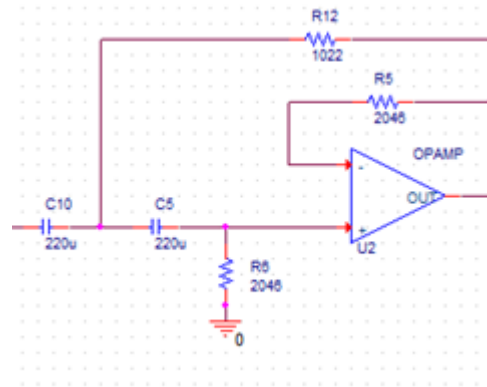


Figura 8. Filtro Pasa-altas Butterworth de -40 dB/década con frecuencia de corte de 0,5 Hz.

Para la etapa de amplificación de la señal ECG se utilizó un amplificador no inversor:

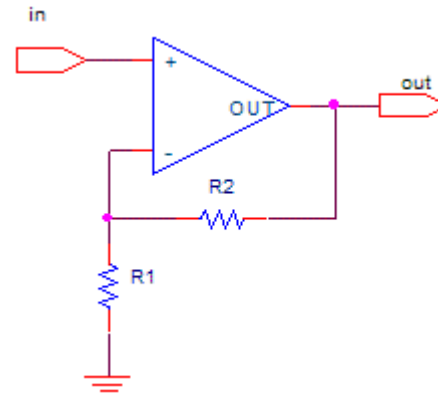


Figura 9. Amplificador no inversor.

Se determinó la Ganancia de 100, colocando  $R1 = 100 \Omega$  y dejando  $R2$  variable con un potenciómetro de precisión de 2K y variándola hasta obtener el valor deseado de salida, es decir, se determinó la ganancia de manera experimental; de manera que al final del sistema se obtuvo una ganancia total de 1000.

Se agregó además el circuito de protección de pierna derecha propuesto por Texas Instruments para el INA 128.

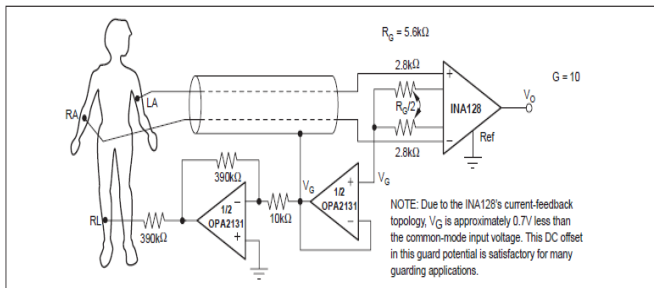


Figura 10. Amplificación ECG con protección de pierna derecha. Fuente [3]

Posteriormente se procedió al tratamiento de la señal ECG para transformarla en una señal adecuada para la entrada del microcontrolador:

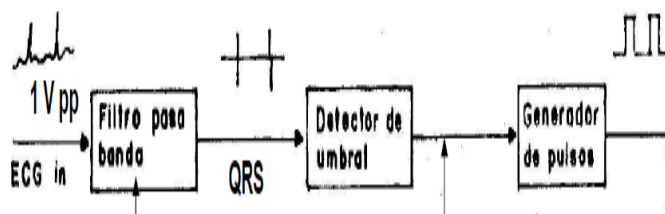


Figura 6. Esquema general de codificación del complejo QRS

El filtro pasa banda de banda angosta se diseñó con frecuencia de resonancia de 17 [Hz] y factor de calidad  $Q=3,3$ . De donde se obtuvo el siguiente filtro:

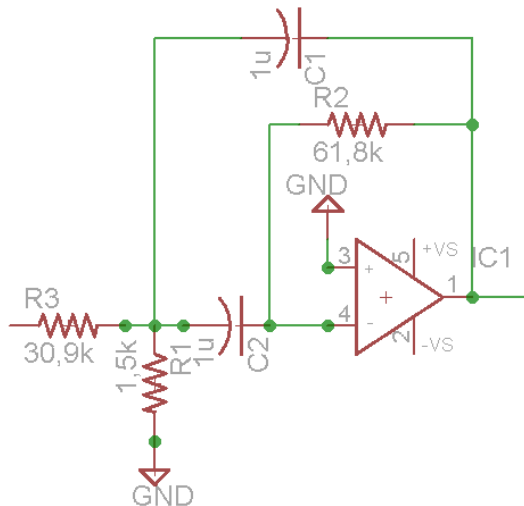


Figura 11. Filtro Pasa banda de banda angosta con frecuencia de resonancia de 17 Hz y  $Q=3,3$ .

Ya que este filtro se diseñó sin ganancia, fue necesario agregar un amplificador no inversor durante esta etapa.

Consecutivamente, para el detector de umbral se utilizó un LM311 [5] de Texas Instruments como comparador, la tensión de referencia se determinó experimentalmente de acuerdo al paciente, dejando  $R1$  variable.

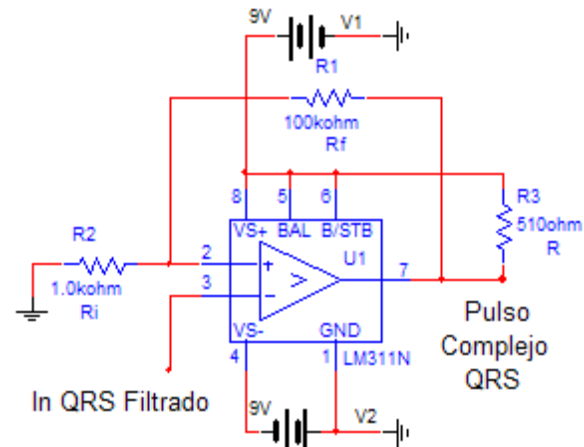


Figura 12. Detector de umbral. Fuente: [6]

Para obtener pulsos con un tiempo de 250 [ms], que fue el tiempo recomendado para esta aplicación con el fin de evitar pulsos continuos, se utilizó un LM555 [7] en configuración de monoestable.

Para obtener los valores de resistencia y capacitancia correspondientes a los 250ms se utilizó la ecuación del tiempo para esta configuración:

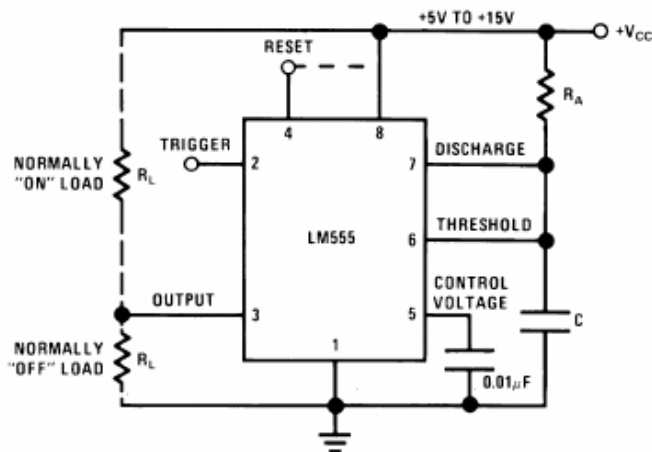
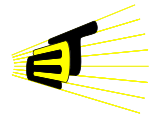
$$T = 1,1R_1C_1$$

El valor de  $C_1$  se determinó por un valor comercial de fácil adquisición, que permitiera un valor de resistencia pequeño y comercial. Se determinó:

$$C_1 = 100\mu F$$

$$R_1 = 2272,32 \Omega$$

La cual se implementó utilizando un potenciómetro de precisión o Trimmer.



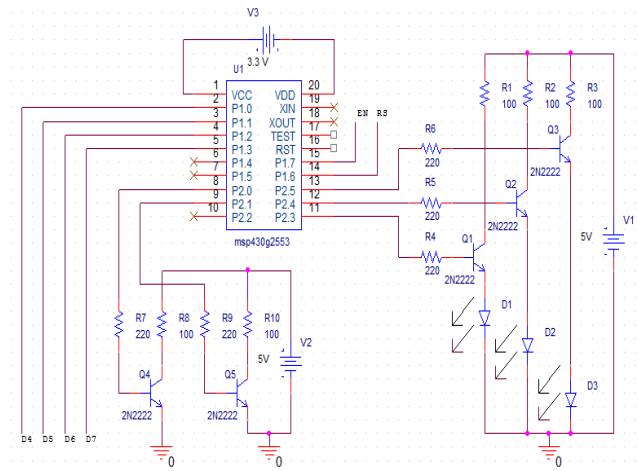
**Figura 13. LM555 en configuración monoestable. Fuente: [7]**

Finalmente la señal de salida de esta etapa se lleva a un microcontrolador para realizar la interfaz de usuario, la cual contiene un conteo regresivo de un minuto (tiempo necesario para medir la frecuencia cardiaca), contador de pulsos y diagnostico básico, mostrados en el LCD y que básicamente luce así:



**Figura 14. Tratamiento para realizar la interfaz de usuario.**

En esta etapa se utilizó el microcontrolador MPS430G2553 de Texas Instruments programado por JTAG, conectado a una LCD de 2\*16.



**Figura 15. Diagrama esquemático del montaje del microcontrolador, los led's de diagnóstico, el zumbador y el led indicador, además de los pines de conexión a la LCD de 2\*16.**

#### IV. RESULTADOS Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Al final del circuito de protección de pierna derecha se observa la señal ECG ampliificada de manera que se encuentra en el orden de 1 [v], mostrada en todas las figuras subsiguientes como la señal amarilla. Ahora se describirá de qué manera se observó el cambio de la señal en cada etapa posterior a la obtención de la señal ECG, teniendo en cuenta que la calibración del circuito se realizó experimentalmente.

En principio la señal ingresa al filtro pasa banda de banda angosta, como se esperaba se observó una serie sucesiva de ondas que rodean al pico del complejo QRS (pico R), la señal de filtro se muestra en el canal 2 del osciloscopio (señal azul), y la señal ECG en el canal 1 (señal amarilla).



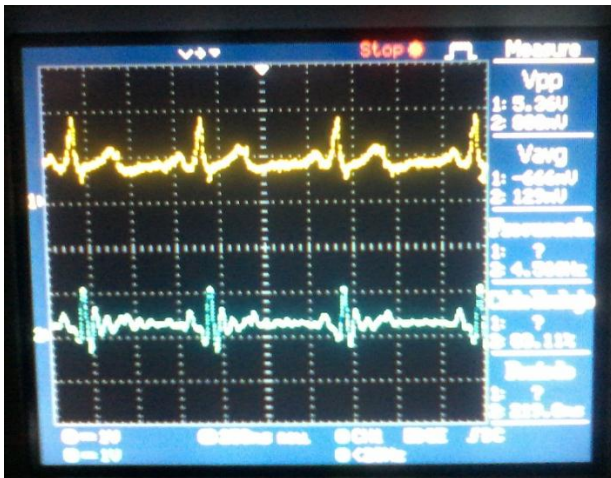


Figura 16. Señal de salida filtro pasa banda de banda angosta (señal amplificada).

Luego la señal pasa por el detector de umbral de la que debe salir como un pulso, lo cual se observó exitosamente calibrando la resistencia variable de acuerdo a la señal ECG del paciente.

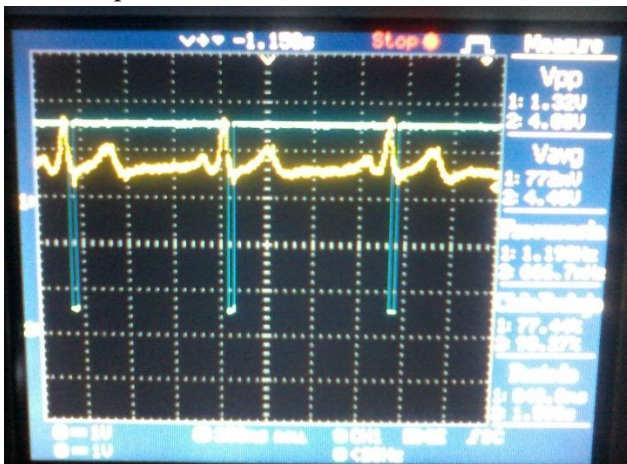


Figura 17. Señal de salida del detector de umbral.

Finalmente se esperaba un ancho de pulso de 250 [ms] a la salida del LM555, lo cual se logró variando la resistencia hasta obtener dicho valor que se observa en el osciloscopio como el ancho de un cuadro, teniendo en cuenta que el tiempo de medida del canal se encuentre en 250 ms ROLL.



Figura 18. Señal de salida del LM555 Monoestable.

Al obtener la señal apta para conectarla al microcontrolador, se realizó el acople total obteniendo el cardiocómetro promediador:

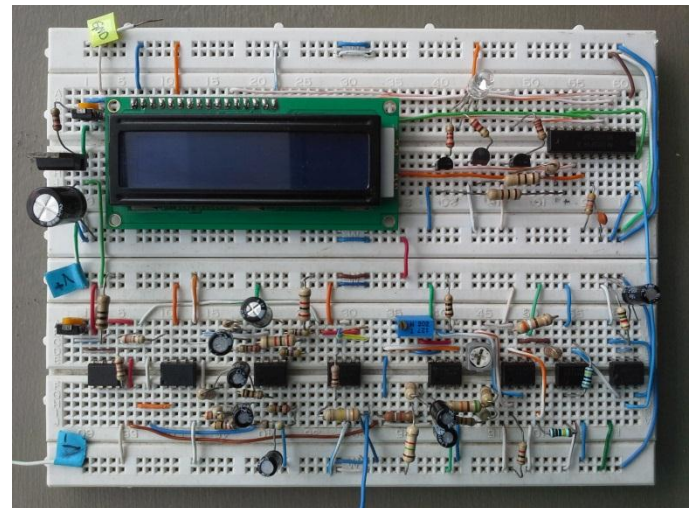


Figura 19. Montaje Final del cardiocómetro promediador.

Se realizaron varias pruebas de mediciones de la frecuencia cardiaca con diferentes diagnósticos, a continuación se muestran algunas imágenes de las pruebas realizadas:



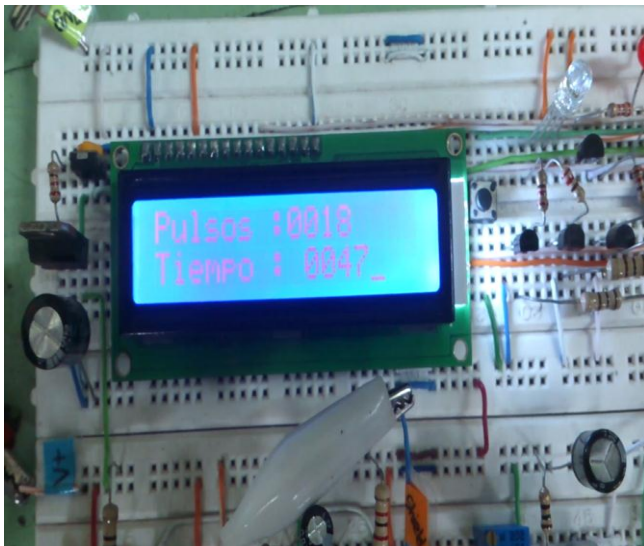


Figura 20. Cuenta regresiva y conteo de pulsos.



Figura 23. Diagnóstico de taquicardia.

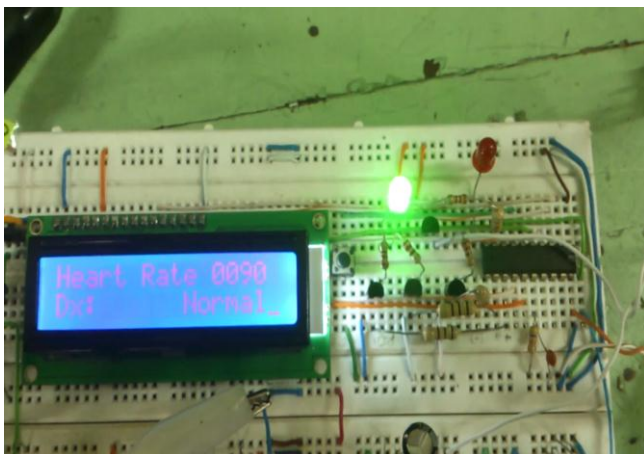


Figura 21. Diagnostico normal de frecuencia cardiaca.

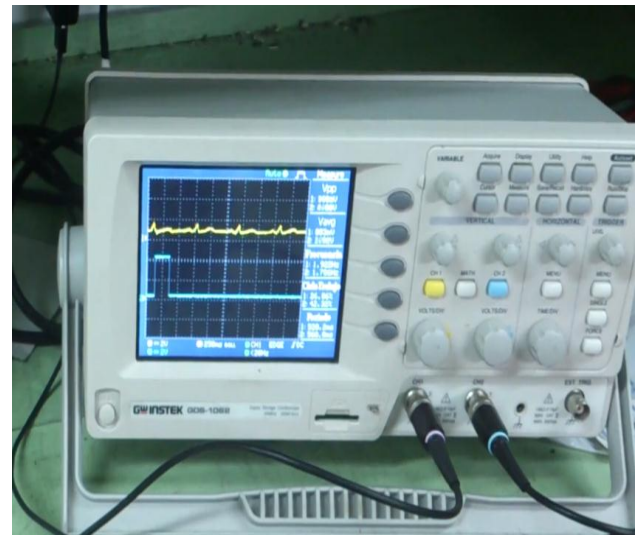


Figura 24. Señal alterada para obtener bradicardia.

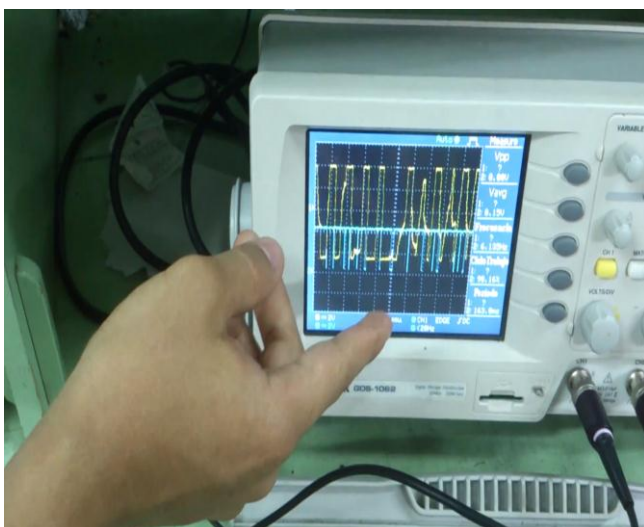


Figura 22. Señal alterada para obtener diagnóstico de taquicardia.

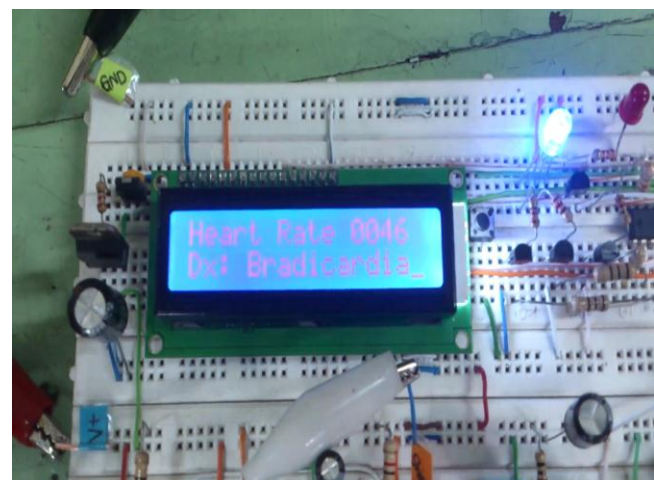
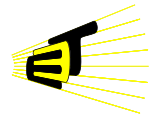


Figura 25. Diagnóstico de bradicardia.





## V. CONCLUSIONES

- La señal ECG está directamente relacionada con la frecuencia cardiaca, por tanto a partir de esta señal es posible medir este signo vital tan importante ya que brinda información sobre el estado de salud y calidad de vida del paciente.
- Al utilizar el cardiotacómetro, para realizar una adecuada medición de la frecuencia cardiaca es necesario realizar la calibración de la señal que ingresa al microcontrolador, teniendo en cuenta que la señal de ECG tiene características especiales para cada paciente.
- Un filtro con topología Sallen Key ofrece menos ruido que uno de múltiple realimentación porque el último requiere un elemento pasivo extra.

## VI. REFERENCIAS

- [1]. SISTEMAS, CIBERNÉTICA E INFORMÁTICA VOLUMEN 7 - NÚMERO 2 - AÑO 2010 ISSN: 1690-8627, Sistema de Adquisición y Procesamiento de Señales Electrocardiográficas, Disponible en: [http://www.iiisci.org/journal/CV\\$/ris-ci/pdfs/NK117CZ.pdf](http://www.iiisci.org/journal/CV$/ris-ci/pdfs/NK117CZ.pdf)
- [2]. UNIVERSIDAD DE ALCALÁ DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA, Instrumentación Biomédica, Tema 5, Electrocardiografía, disponible en: <http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/bioingenieria2/archivos/apuntes/tema%205%20-%20electrocardiografia.pdf>
- [3]. TEXAS INSTRUMENT, Precision, Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIERS INA 128, INA129, Disponible en: <http://www.ti.com/lit/ds/sbos051b/sbos051b.pdf>
- [4]. TEXAS INSTRUMENT, TLC252 DUAL OPERATIONAL AMPLIFIER, Disponible en: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tlc252.pdf>
- [5]. TEXAS INSTRUMENTS, Differential comparators with strobes LM111, LM211, LM311, disponible en: <http://www.ti.com.cn/cn/lit/ds/symlink/lm311.pdf>
- [6]. ING. JORGE E QUINTERO MUÑOZ, Medición del pulso cardiaco, disponible en: <https://sites.google.com/site/bioingjeqm/x-ritmo-cardiaco>
- [7]. TEXAS INSTRUMENTS, LM555 Timer, disponible en: <http://www.ti.com.cn/cn/lit/ds/symlink/lm555.pdf>

