

# SIMULADOR DE PACIENTE DE ELECTROCARDIOGRAFÍA - DISEÑO Y DESARROLLO

ROBERTH ARTURO ÁLVAREZ JIMÉNEZ  
JUAN CAMILO BRAVO PÉREZ



UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE  
TELECOMUNICACIONES  
BUCARAMANGA  
2015

# SIMULADOR DE PACIENTE DE ELECTROCARDIOGRAFÍA - DISEÑO Y DESARROLLO

ROBERTH ARTURO ÁLVAREZ JIMÉNEZ  
JUAN CAMILO BRAVO PÉREZ

*Trabajo de grado presentado como requisito parcial  
para obtener el título de ingeniería electrónica*

Director  
DANIEL ALFONSO SIERRA BUENO  
PhD en Ingeniería Biomédica

Codirector  
JORGE EDUARDO QUINTERO MUÑOZ  
M.Sc en Telecomunicaciones



UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y DE  
TELECOMUNICACIONES  
BUCARAMANGA  
2015

*Agradezco a Dios por darme salud, sabiduría y fuerza de voluntad para  
lograr la culminación de mis estudios.*

*A mi madre Nidia del Carmen Jiménez Puertas y a mi padre  
Vespaciano Enrique Álvarez Carrillo por apoyarme en los momentos  
buenos y sobre todo en los malos cuando más lo necesite.*

*A mi hermana Valentina De los Ángeles Álvarez Jiménez, por  
preocuparse por mí desde la distancia, y a demás familiares que  
estuvieron siempre ahí apoyándome a lo largo de la carrera.*

*A mi compañero y amigo Juan Camilo Bravo Pérez por brindarme la  
oportunidad de trabajar en este proyecto, y por trabajar hombro a  
hombro conmigo para lograr nuestra tan anhelada meta.*

*A mis directores Daniel Alfonso Sierra Bueno y Jorge Eduardo  
Quintero Muñoz por su ayuda y dedicación durante el desarrollo de  
este proyecto.*

*A mis amigos, los cuales me enseñaron que la amistad es un gran  
apoyo para afrontar los buenos y malos momentos que se nos  
presentan.*

*Gracias*

***Roberth Arturo Álvarez Jiménez***

*En primer lugar agradezco a Dios, fuente de luz y sabiduría durante  
toda mi carrera.*

*Agradezco a mi mamá Zilah Eugenia Pérez Pérez y a mi papá Germán  
Enrique Bravo Camacho, pilares centrales de mi vida y que me  
apoyaron siempre hasta en las mas pequeñas decisiones.*

*Agradezco a mi hermano Andrés Felipe Bravo Pérez, sin duda alguna  
la persona que nunca me dejó desfallecer aún cuando creía que era  
imposible lograrlo.*

*A mi compañero de proyecto y amigo Roberth Arturo Álvarez que me  
demostró que trabajando en equipo es más fácil alcanzar los objetivos.*

*A mis directores de proyecto Daniel Alfonso Sierra Bueno y Jorge  
Eduardo Quintero Muñoz por compartir sus conocimiento y por el  
tiempo dedicado.*

*A la rama IEEE que me ayudó a complementar mi formación y en la  
que conocí grandes personas.*

*Gracias*

***Juan Camilo Bravo Pérez***

# Índice general

	Pág
<b>Introducción</b>	<b>1</b>
<b>1 Marco Teórico</b>	<b>4</b>
1.1 Fundamentos de electrocardiografía . . . . .	5
1.2 Características de una señal ECG . . . . .	6
1.3 Derivaciones Electrocardiográficas . . . . .	8
1.3.1 Derivaciones bipolares . . . . .	8
1.3.2 Derivaciones unipolares aumentadas . . . . .	9
1.3.3 Derivaciones Precordiales . . . . .	10
1.4 Condiciones patológicas . . . . .	11
1.4.1 Taquicardia . . . . .	11
1.4.2 Bradicardia . . . . .	12
1.4.3 Condiciones patológicas adicionales . . . . .	12
1.5 Plataforma tecnológica . . . . .	13
1.5.1 Microcontroladores . . . . .	14
1.5.2 Periféricos Externos . . . . .	16
<b>2 Desarrollo del proyecto</b>	<b>18</b>
2.1 Diseño del simulador . . . . .	18
2.1.1 Generación de señales . . . . .	18
2.1.2 Diseño de hardware . . . . .	20
2.2 Adquisición de señales . . . . .	22
2.2.1 Pruebas preliminares . . . . .	22
2.2.2 Diseño de circuito de adquisición . . . . .	25
2.2.3 Tratamiento de la señal adquirida . . . . .	28
2.2.4 Resultados de la adquisición de las señales . . . . .	30
2.3 Aplicación de PWM como DAC . . . . .	31
2.4 Algoritmo del microcontrolador . . . . .	33
2.5 Diseño del circuito del simulador . . . . .	34

2.6 Señales producidas por el microcontrolador . . . . .	35
<b>3 Resultados</b>	<b>37</b>
3.1 Comparación de resultados . . . . .	37
3.2 Especificaciones técnicas . . . . .	49
3.3 Resumen de gastos . . . . .	54
<b>4 Conclusiones</b>	<b>55</b>
<b>5 Recomendaciones y trabajo futuro</b>	<b>57</b>
<b>Bibliografía</b>	<b>58</b>

# Índice de figuras

	Pág
1.1 Señal ECG en condiciones normales (Tomado de [4]) . . . . .	4
1.2 Corazón de una persona (Tomado de [13]) . . . . .	5
1.3 Descripción de una señal ECG (Tomado de [4]) . . . . .	7
1.4 Conexión e ilustración de las tres ondas bipolares (Tomado de [4]) .	8
1.5 Conexión e ilustración de las tres derivaciones unipolares aumentadas (Tomado de [4]) . . . . .	10
1.6 Ubicación de los electrodos para medir las señales precordiales (To- mado de [4]) . . . . .	11
1.7 Descripción de las señales precordiales (Tomado de [4]) . . . . .	11
1.8 Diagrama de bloques de un microcontrolador (Tomado de [3]) . . . . .	14
1.9 Señal de reloj de un microcontrolador (Tomado de [14]) . . . . .	15
1.10 Estructura interna de un microcontrolador (Tomado de [6]) . . . . .	17
2.1 Diagrama de bloques de un circuito generador de señales (Tomado de [5]) . . . . .	19
2.2 Esquema del simulador de paciente a implementar . . . . .	20
2.3 Comparación de la misma señal filtrada <i>a)</i> Únicamente de forma di- gital (Roja) <i>b)</i> De forma digital y analoga (Blanca). . . . .	24
2.4 Configuración filtro pasa altas. . . . .	26
2.5 Respuesta en frecuencia del filtro pasa altas. . . . .	27
2.6 Configuración filtro pasa bajas. . . . .	27
2.7 Respuesta en frecuencia del filtro pasa bajas. . . . .	27
2.8 Diagrama de bloques de Labview para la adquisición de la señal. . . . .	28
2.9 Señal PWM (Tomado de [12]). . . . .	31
2.10 Filtro pasa bajas para eliminar los armónicos de la señal PWM (To- mado de [2]). . . . .	33
2.11 Esquemático del bloque de salida del simulador implementado. . . . .	35
2.12 Comparación de las señales generadas y adquiridas - Segunda deriva- ción bipolar. . . . .	36

2.13	Comparación de las señales generadas y adquiridas - Primera derivación precordial. . . . .	36
3.1	Primera derivación bipolar de un sujeto sano a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	37
3.2	Segunda derivación bipolar de un sujeto sano a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	38
3.3	Tercera derivación bipolar de un sujeto sano a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	39
3.4	Primera derivación precordial de un sujeto sano a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	39
3.5	Segunda derivación precordial de un sujeto sano a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	40
3.6	Tercera derivación precordial de un sujeto sano a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	40
3.7	Cuarta derivación precordial de un sujeto sano a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	41
3.8	Quinta derivación precordial de un sujeto sano a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	41
3.9	Sexta derivación precordial de un sujeto sano a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	42
3.10	Segunda derivación bipolar de un paciente con Bloqueo de Rama Izquierda LBBB ( <i>Left Bundle Branch Block</i> ) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	42
3.11	Primera derivación precordial de un paciente con Bloqueo de Rama Izquierda LBBB ( <i>Left Bundle Branch Block</i> ) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	43
3.12	Segunda derivación bipolar de un paciente con Bloqueo Auriculoventricular de Segundo Grado ( <i>Second Degree Heart Block Type 2</i> ) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	43
3.13	Primera derivación precordial de un paciente con Bloqueo Auriculoventricular de Segundo Grado ( <i>Second Degree Heart Block Type 2</i> ) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	44
3.14	Segunda derivación bipolar de un paciente con bradicardia (30BPM) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	44

3.15	Primera derivación precordial de un paciente con bradicardia (30BPM) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador im- plementado. . . . .	45
3.16	Segunda derivación bipolar de un paciente con taquicardia (120BPM) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador im- plementado. . . . .	45
3.17	Primera derivación precordial de un paciente con taquicardia (120BPM) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador im- plementado. . . . .	46
3.18	Segunda derivación bipolar de un paciente con fibrilación auricular 1 AF1 ( <i>Atrial Fibrillation 1</i> ) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	46
3.19	Primera derivación precordial de un paciente con fibrilación auricular 1 AF1 ( <i>Atrial Fibrillation 1</i> ) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	47
3.20	Segunda derivación bipolar de un paciente con aleteo auricular ( <i>Atrial flutter</i> ) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simu- lador implementado. . . . .	47
3.21	Primera derivación precordial de un paciente con aleteo auricular ( <i>Atrial flutter</i> ) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	48
3.22	Segunda derivación bipolar de un paciente con bigeminismo a) Ad- quiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implemen- tado. . . . .	48
3.23	Primera derivación precordial de un paciente con bigeminismo a) Ad- quiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implemen- tado. . . . .	49
3.24	Segunda derivación bipolar de un paciente con contracción ventricular prematura multifocal ( <i>Multifocal Premature Ventricular Contraction</i> ) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	49
3.25	Primera derivación precordial de un paciente con contracción ventri- cular prematura multifocal ( <i>Multifocal Premature Ventricular Con- traction</i> ) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el si- mulador implementado. . . . .	50
3.26	Segunda derivación bipolar de un paciente con trigeminismo a) Adqui- ridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.	50

3.27	Primera derivación precordial de un paciente con trigeminismo a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	51
3.28	Segunda derivación bipolar de un paciente con fibrilación ventricular a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	51
3.29	Primera derivación precordial de un paciente con fibrilación ventricular a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	52
3.30	Segunda derivación bipolar de un paciente con taquicardia ventricular a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	52
3.31	Primera derivación precordial de un paciente con taquicardia ventricular a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado. . . . .	53
3.32	Especificaciones técnicas del simulador de paciente implementado. . .	53
3.33	Tabla de gastos del simulador de paciente implementado. . . . .	54

## RESUMEN

**Título:** “Simulador de Paciente de Electrocardiografía - Diseño y Desarrollo”\*

**Autores:**

Roberth Arturo Álvarez Jiménez

Juan Camilo Bravo Pérez\*\*

**Palabras claves:** Derivaciones cardiacas, condiciones patológicas, microcontrolador, software, LCD, Filtros digitales, Filtros análogos

**Descripción**

Este proyecto presenta el diseño e implementación de un simulador de paciente de electrocardiografía que permite simular las doce derivaciones cardiacas de un paciente en condiciones patológicas y en condiciones normales, esto con fines netamente académicos. El equipo cuenta con una LCD donde se muestra información sobre la señal que se está simulando, un teclado para seleccionar la señal deseada y un microcontrolador. Para el microcontrolador se usó una tarjeta de desarrollo de Texas Instruments que cumple con las demandas del proyecto que son memoria flash y número de GPIOs (General Purpose Input/Output). Se utilizó la tarjeta Tiva™ C Series TM4C123G LaunchPad. Luego de esto, se procedió a diseñar el método para capturar las señales que iban a ir almacenadas en la memoria del microcontrolador. Para esto se utilizó un simulador *Flyke Biomedical MedSim300B Patient Simulator*, del cual se capturaron las señales mediante un amplificador de instrumentación de ganancia 100, un filtro pasabajas de frecuencia de corte de 40Hz y un filtro pasa altas de frecuencia de corte de 0,5Hz conectados en cascada. Luego del filtrado, se utilizó una DAQ de National Instruments para capturar la señal de forma discretizada. Mediante el software de Labview se filtró la señal nuevamente con filtros digitales de las mismas características de los filtros analógicos y adicionalmente se le agregó un filtro rechaza-banda. Finalmente se programó el microcontrolador y se acoplaron los diferentes periféricos para dejar funcionando el equipo. Se espera que este equipo sea utilizado como ayuda para proyectos que requieran señales cardiacas de una persona para fines académicos.

---

\*Trabajo de grado

\*\*Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas, Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Director. PhD Daniel Alfonso Sierra, Codirector. M.Sc Jorge Eduardo Quintero Muñoz

# ABSTRACT

**Title:** “Simulador de Paciente de Electrocardiografía - Diseño y Desarrollo”\*

**Authors:**

Roberth Arturo Álvarez Jiménez

Juan Camilo Bravo Pérez\*\*

**Keywords:** ECG-lead, pathological conditions, microcontroller, software, LCD, digital filters, analog filters

**Description**

This work presents the design and implementation of a patient’s ECG simulator that pretends to simulate the twelve ECG-lead of a patient in pathological conditions and under normal conditions, only for academic purposes. Initially, it was decided that the device would have an LCD with information about the signal that was pretending to be shown, a keyboard to select the desired signal and a microcontroller. For the microcontroller, a launchpad from Texas Instruments was selected, since it meets the demands of the project that basically were flash memory and number of GPIOs (General Purpose Input / Output); in particular, it was decided to use the Tiva TM4C123G LaunchPad TM C Series. After that, we proceeded to design a method to capture the signals that were going to be stored in the microcontroller memory. For this, was used a professional Fluke patient simulator, in which signals were captured by a 100 gain instrumentation amplifier, a low pass filter cutoff frequency of 40Hz and a high pass filter cutoff frequency of 0.5 Hz cascade. After filtering, a DAQ from National Instruments was used to capture the signal in discretized form. Using LabView software the signals were filtered again with digital filters with the same characteristics than the analog filters already used, and further added a bandstop filter. Finally the algorithm was implemented in the microcontroller and the externals peripherals were coupled together. It is expected that this device is used as an aid for projects that need an ECG patient signal for academic purpose.

---

\*Trabajo de grado

\*\*Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas, Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Director. PhD Daniel Alfonso Sierra, Codirector. M.Sc Jorge Eduardo Quintero Muñoz

# Introducción

La ingeniería electrónica es un campo de estudio que tiene diversas ramas de enfoque, una de ellas es la ingeniería biomédica, ingeniería enfocada a la medicina. Actualmente, en la Universidad Industrial de Santander sólo hay una asignatura en este campo y es electiva, pero en las demás asignaturas del plan de estudio se requiere a veces conocimientos en este campo para desarrollar diferentes proyectos académicos. Además de esto, en muchas ocasiones se requieren señales cardiacas o señales eléctricas de un sujeto para diferentes actividades propuestas, lo que obliga al estudiante a desarrollar un circuito para capturarlas y luego de esto si realizar dicha actividad.

A partir de esto, surge el proyecto Simulador de Paciente de Electrocardiografía - Diseño y Desarrollo. El objetivo principal es diseñar e implementar un equipo electrónico capaz de simular señales cardiacas de un sujeto sano y un paciente en condiciones patológicas; todo esto con fines académicos. Lo ideal es que los estudiantes que requieran de estas señales puedan tener acceso a estas sin necesidad de conectarse ellos mismos a un circuito eléctrico, que además de obtener señales de mejor calidad, también las obtienen de forma segura, pues en muchas ocasiones estos circuitos eléctricos diseñados e implementados por ellos mismos, tienen algunas deficiencias como cortos circuitos, algo que pone en riesgo al estudiante.

Para el diseño e implementación del simulador, lo primero fue escoger el método con el cual se simularían las señales cardiacas. Una de las opciones era mediante el modelado de una ecuación matemática que describiera el comportamiento de estas pero encontrar estas ecuaciones no era sencillo ni viable, por lo que se optó por simularlas mediante interpolación de valores almacenados en memoria. También se escogió un microcontrolador adecuado que cumpliera con las demandas del simulador, por esto se decidió escoger la Hercules LAUNCHXL2-RM46, una tarjeta de desarrollo que además de tener un microcontrolador adecuado, tiene los periféricos que se ajustan a las necesidades. Luego del diseño y la implementación, se logró

simular las doce derivaciones cardiacas de un sujeto normal y doce patologías.

A continuación se presenta todo el diseño del equipo, donde se aclara los periféricos se utilizaron, como se seleccionaron los elementos y se presenta un diagrama de bloques de las conexiones del simulador. Adicional a esto se explica como fue el proceso de implementación, tanto de los diseños de los circuitos impresos utilizados como las especificaciones técnicas del microcontrolador. Finalmente se presentan las señales capturadas y las señales producidas por el simulador de paciente, evidenciando las diferencias de estas dos.

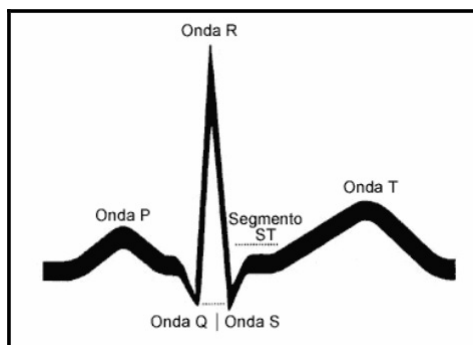
# Capítulo 1

## Marco Teórico

Para entender las características de las señales cardiacas que se simularon, es vital primero dar una explicación del comportamiento del corazón y toda su anatomía. También explicar el proceso de como el corazón siendo un órgano puede producir señales eléctricas y como se capturan estas para su estudio. Además se debe estudiar los componentes electrónicos que permitieron la construcción del simulador de paciente, con sus respectivas características.

Para el estudio del funcionamiento del corazón, se recurre al análisis de las señales eléctricas que son producidas debido al movimiento propio de este, que se registran en un electrocardiograma (ECG). Un ECG se define como una representación tiempo-amplitud (volts(V)) de los eventos eléctricos producidos durante el ciclo cardiaco [13]. Una señal ECG normal, tiene tres formas de ondas claras y definidas: la onda P, el complejo QRS y la onda T (Figura 1).

Figura 1.1: Señal ECG en condiciones normales (Tomado de [4])



Adicionalmente, para un estudio de electrocardiografía completo se tienen en cuenta doce derivaciones, que se clasifican en bipolares, unipolares aumentadas y

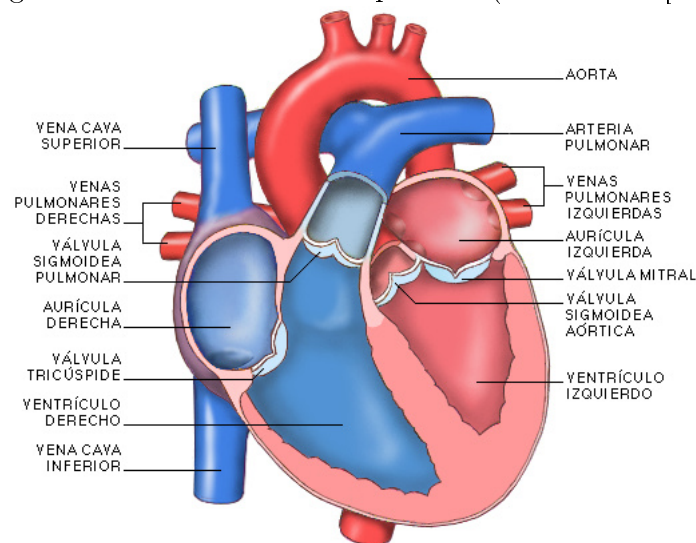
precordiales. Las derivaciones bipolares o de Einthoven son tres: Derivación I (DI), derivación II (DII) y derivación III (DIII). Las derivaciones unipolares aumentadas, al igual que las derivaciones bipolares, son tres: aVR, aVL y aVF. Finalmente están las derivaciones precordiales las cuales son seis: V1, V2, V3, V4, V5 y V6.

Para obtener estas señales, se utilizan 10 electrodos que se ubican uno en cada extremidad y seis en el pecho del paciente. Estos electrodos funcionan como transductores, es decir que reciben la bioseñal producida por el corazón, la cual es una corriente iónica, y la transforma en corriente eléctrica.

## 1.1. Fundamentos de electrocardiografía

El corazón se encuentra ubicado al interior de la cavidad torácica, y se encuentra cubierto por el pericardio. Se compone principalmente de un tipo de músculo llamado miocardio. Longitudinalmente el corazón se divide en dos partes iguales, donde se localizan las aurículas y ventrículos. La arquitectura del corazón consiste en un esqueleto fibroso, el cual comprende cuatro anillos de tejido conjuntivo denso, donde la masa muscular de todos está unida [13]. Las aurículas y ventrículos se conectan mediante las llamadas válvulas auriculoventriculares, que permiten el paso de sangre de las aurículas a los ventrículos. No hay válvulas a la entrada de las aurículas, se encuentran a la salida de los ventrículos hacia las arterias pulmonar y aorta. El diagrama del corazón se puede observar en la figura 1.1.

Figura 1.2: Corazón de una persona (Tomado de [13])



El flujo sanguíneo tiene como fuerza impulsora la contracción del corazón, y las válvulas tienen como única función impedir que la sangre se vaya en sentido contrario. Entre las estructuras a través de las cuales fluye la sangre están: las venas cavas, superior e inferior, la aurícula derecha, el ventrículo derecho, las arterias pulmonares, las arteriolas, los capilares, las vénulas, las venas, la aurícula izquierda, el ventrículo izquierdo y la aorta [13].

La fuerza de contracción de las aurículas y ventrículos se debe a la energía de las células musculares cardíacas. El resto de las células son las encargadas de hacer el contacto eléctrico con las células contráctiles mediante los llamados puntos de fusión. Estas células componen el haz de His y los nodos sinoatrial y atrioventricular.

El movimiento del corazón debe darse de manera coordinada para que cumpla su función adecuadamente; esto se da gracias a las uniones herméticas que permiten la expansión de los potenciales de acción [8].

Las células del nodo sinoatrial se despolarizan aproximadamente cien veces por minuto [4], y a este punto también se le conoce como marcapasos natural. El potencial de acción producido en este punto se expande a través del miocardio produciendo la contracción de las aurículas y luego de los ventrículos de forma sincronizada.

En general, el miocardio se contrae gracias al desplazamiento de la onda de despolarización que va del nodo sinoatrial pasando por la aurícula derecha, logrando su contracción casi simultánea. Al llegar al nodo auriculoventricular, la despolarización se da a través del haz de Hiss y las fibras de Purkinje contrayendo así a los ventrículos.

## 1.2. Características de una señal ECG

La señal ECG normal está compuesta por una sumatoria de ondas de diferente amplitud. Hay que recalcar que en esta señal, la amplitud indica tensión eléctrica (Volts) y lo que se muestra es esta tensión en función del tiempo. En una señal ECG en un sujeto sano se puede diferenciar cinco tipos de ondas diferentes, las cuales se denominan P, Q, R, S y T.

La onda P es consecuencia de la actividad eléctrica que precede a la contracción de las fibras auriculares durante la sístole auricular [4] (despolarización de las

aurículas). La amplitud de esta onda es muy pequeña, debido a que las fibras auriculares son un porcentaje pequeño en comparación a las fibras del miocardio que genera las demás ondas. Esta onda debe durar alrededor de 100ms en un sujeto sano.

Luego de la onda P, hay un segmento llamado PR, que ocurre después de la despolarización auricular y antes de la polarización ventricular. Lo que sucede en el corazón en este paso, es que el impulso se desplaza al nodo auriculoventricular y al Haz de Hiss. Esto en el ECG se observa como una onda plana, porque el potencial es casi nulo debido a que las células que se involucran en este proceso son pocas.

Cuando se contraen las fibras ventriculares se producen tres ondas. La primera es la onda Q, de muy baja amplitud y polaridad negativa. La segunda es la onda R, de gran amplitud en comparación a las otras y de polaridad inversa a la onda R. Por último está la onda S, semejante a la onda Q pero amplitud ligeramente mayor [4]. El conjunto de estas tres ondas se conoce como el complejo QRS. En condiciones normales, este complejo debe durar alrededor de 70ms. Todo este proceso se da por la despolarización de los dos ventrículos y la repolarización de las aurículas. El periodo del latido cardiaco se define por el tiempo que transcurre entre dos ondas R.

Finalmente, aparece la onda T, la cual tiene una misma polaridad y mayor amplitud que la onda P. Esto ocurre, debido a la repolarización de ambos ventrículos. La duración de esta onda es aproximadamente de 100ms. Esta señal ECG se puede observar en la Figura 1. Se puede organizar la información en una tabla para apreciar la duración de cada intervalo y lo que ocurre en el corazón (Figura 1.2)

Figura 1.3: Descripción de una señal ECG (Tomado de [4])

	Duración normal ( s )		Fenómenos en el corazón durante el intervalo
	Promedio	Límites	
Intervalo PR*	0.18†	1.12 - 0.20	Despolarización auricular y conducción a través del nodo AV
Duración QRS	0.08	Hasta 0.10	Despolarización ventricular y repolarización auricular
Intervalo QT	0.40	Hasta 0.43	Despolarización ventricular más repolarización del ventrículo
Intervalo ST(QT menos QRS)	0.32	...	Repolarización ventricular

Adicionalmente, existe la onda U, que aparece después de la onda T, pero su amplitud es tan baja que no aparece en los ECG convencionales.

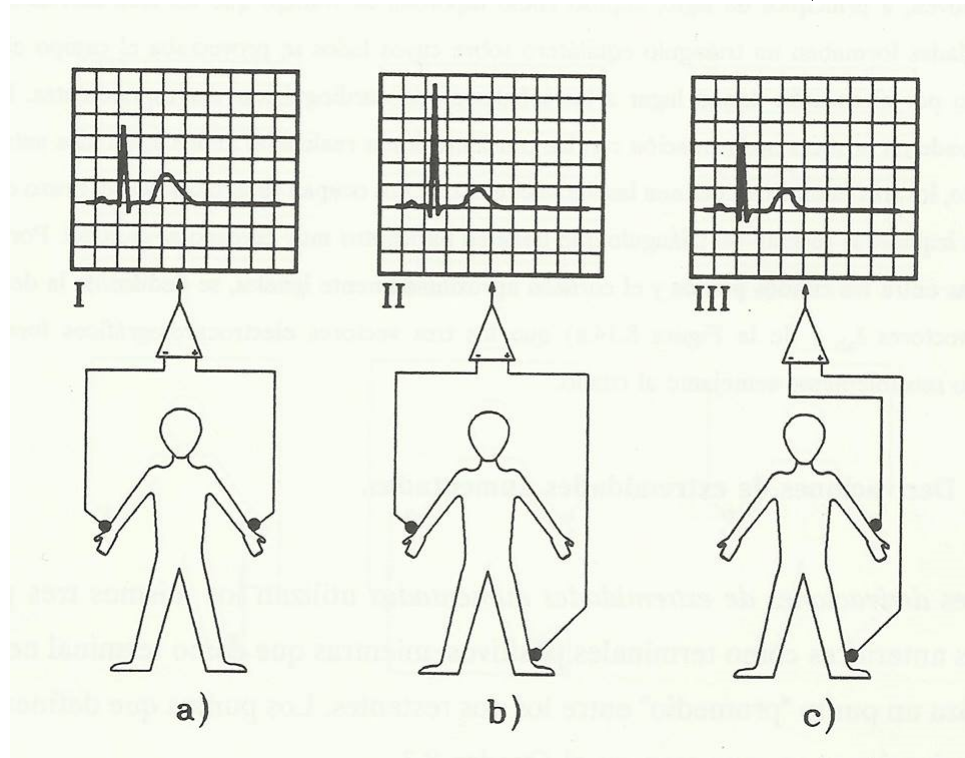
## 1.3. Derivaciones Electrocardiográficas

Con una ECG como se ha visto hasta ahora no es suficiente para que un médico pueda hacer un diagnóstico de un paciente. Por esto, clínicamente se utilizan doce derivaciones electrocardiográficas que se dividen en bipolares, unipolares aumentadas y precordiales[10]. A continuación se explicará cada una de estas señales.

### 1.3.1. Derivaciones bipolares

Las derivaciones bipolares se dividen en tres: Derivación I (DI), derivación II (DII) y derivación III (DIII). Estas se toman en las extremidades del cuerpo del paciente, y se toma RL como referencia (Figura 1.3.1).

Figura 1.4: Conexión e ilustración de las tres ondas bipolares (Tomado de [4])



- Derivación I. En esta derivación, se conecta al brazo derecho la terminal negativa, y al brazo izquierdo la terminal positiva. Esta medición debe registrar

un desplazamiento positivo, es decir que debe medir encima de la línea de cero volts.

- Derivación II. Se debe conectar el terminal negativo al brazo derecho y el terminal positivo a la pierna izquierda. Al igual que DI, debe registrar un desplazamiento positivo.
- Derivación III. Es la última derivación bipolar, y debe conectarse el terminal negativo al brazo izquierdo y el terminal positivo a la pierna izquierda. Al igual que las otras dos derivaciones, su onda debe ser positiva.

Existe una herramienta que ayuda a obtener una derivación conociendo las otras dos, esta es conocido como el triángulo de Eithoven. Esto es posible porque de las tres derivaciones, dos son independientes. Los vértices de este triángulo son las dos extremidades superiores (Brazo izquierdo y brazo derecho), y la pierna izquierda del paciente. Si se conoce DI y DII, entonces la resta de DII con DI da como resultado DIII, y de esta relación se puede deducir las expresiones para obtener cualquier derivación conociendo dos de ellas. [11]

### 1.3.2. Derivaciones unipolares aumentadas

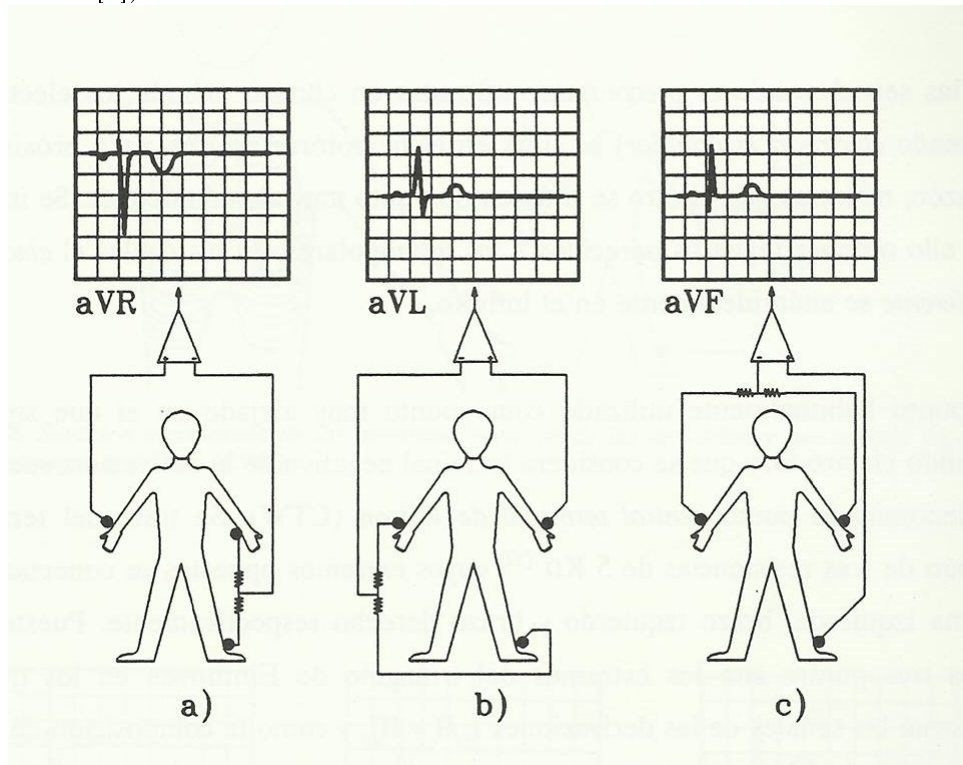
Las derivaciones unipolares aumentadas son tres:

- La derivación aVR: Se obtiene tomando como terminal positivo el brazo derecho y como terminal negativo un punto intermedio entre el brazo izquierdo y la pierna izquierda
- La derivación aVL: Se obtiene tomando como terminal positivo el brazo izquierdo y como terminal negativo un punto intermedio entre la pierna izquierda y el brazo derecho
- La derivación aVF: Se obtiene tomando como terminal positivo la pierna izquierda y como terminal negativo un punto intermedio entre el brazo derecho y el brazo izquierdo

Se utilizan los mismos tres electrodos positivos que en el triángulo de Einthoven. Para realizar la medición se toma uno de estos tres terminales y como terminal negativo un punto promedio entre los dos restantes (Figura 1.3.2).

Estas derivaciones guardan relación con el llamado triángulo de Einthoven ya que tienen como terminal positivo uno de los extremos del triángulo y como terminal negativo el punto medio del lado opuesto de este.

Figura 1.5: Conexión e ilustración de las tres derivaciones unipolares aumentadas (Tomado de [4])

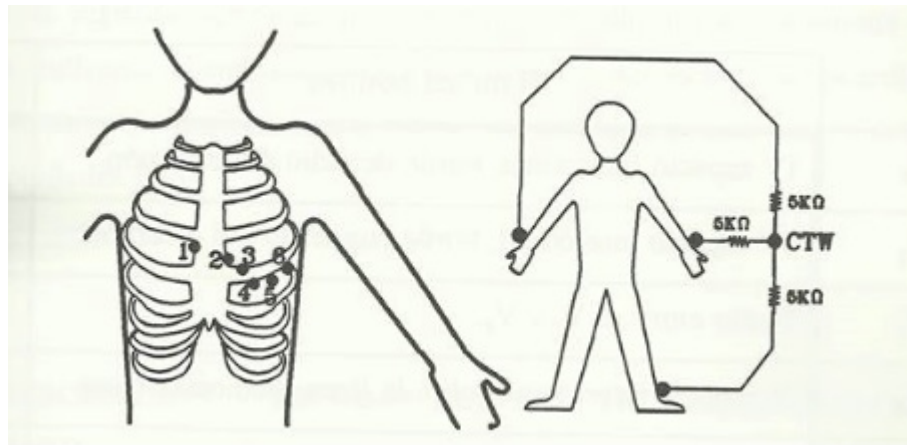


### 1.3.3. Derivaciones Precordiales

En una derivación precordial, el terminal positivo se toma a partir de un electrodo llamado explorador que se ubica en un punto del hemotorax mientras que el terminal negativo viene del punto central de Wilson (CTW), que es el punto intermedio entre los electrodos conectados a los brazos y a la pierna izquierda (Figura 1.3.3). Además, cada una de estas derivaciones tiene una forma de onda definida y diferente a las demás (Figura 1.3.3). Las derivaciones precordiales son:

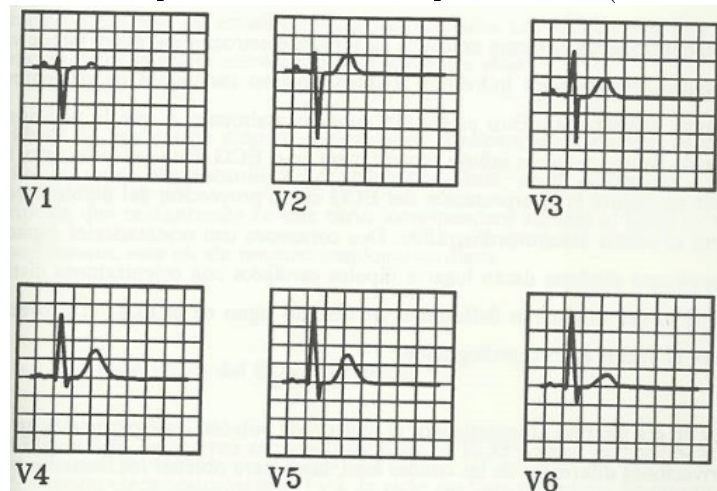
- La derivación V1, cuyo terminal positivo se toma en el IV espacio intercostal, borde derecho del esternón y como terminal negativo el CTW.
- La derivación V2, cuyo terminal positivo se toma en el IV espacio intercostal, borde izquierdo del esternón y como terminal negativo el CTW.
- La derivación V3, cuyo terminal positivo se toma en un punto entre el V2 y V4 y como terminal negativo el CTW.
- La derivación V4, cuyo terminal positivo se toma en el V espacio intercostal, sobre la línea medioclavicular y como terminal negativo el CTW.

Figura 1.6: Ubicación de los electrodos para medir las señales precordiales (Tomado de [4])



- La derivación V5, cuyo terminal positivo se toma en el V espacio intercostal, línea axilar anterior izquierda y como terminal negativo el CTW.
- La derivación V6, cuyo terminal positivo se toma en el V espacio intercostal, línea axilar media y como terminal negativo el CTW.

Figura 1.7: Descripción de las señales precordiales (Tomado de [4])



## 1.4. Condiciones patológicas

### 1.4.1. Taquicardia

La taquicardia es un tipo de arritmia que se caracteriza por un aumento en la frecuencia cardiaca. Cuando la frecuencia cardiaca es mayor a 100 latidos por minuto

se habla de una taquicardia.

La taquicardia puede ser causada por daños en el tejido del corazón, problemas congénitos, hipertensión, etc. Existen diferentes tipos de taquicardias como la taquicardias supra ventriculares, que se originan por encima de los ventrículos. Esta se da desde el nacimiento y se caracteriza por la generación de señales superpuestas debido a anomalías en el nodo AV que dividen las señales generadas entre aurículas y ventrículos. Más adelante se explicarán más patologías.

### 1.4.2. Bradicardia

La bradicardia se caracteriza por una frecuencia cardiaca menor a 60 latidos por minuto lo que puede llevar a problemas relacionados con falta de oxigenación.

La bradicardia aparece debido a problemas como la hipertensión, el hipotiroidismo, enfermedades del corazón y algunos medicamentos para trastornos emocionales o tratamiento para presión arterial alta. Cuando hay bradicardia es debido a algún factor externo al cuerpo puede arreglarse al controlar la exposición a la causa de este. Cuando se da por algún daño interno del corazón, en la mayoría de los casos instalar un marcapasos es la mejor solución a este problema[7].

Esta enfermedad puede manifestarse con mareos, desmayos, dolores de pecho, falta de aliento, insomnio, etc.

### 1.4.3. Condiciones patológicas adicionales

Existen otros tipos de patologías que se pueden presentar en las personas[16]. A continuación se explican las más comunes:

- **Bloqueo de rama izquierda:** Es un defecto de conducción eléctrica del corazón caracterizada por un retraso en la rama izquierda del haz de His y por ende, un retraso en la activación del ventrículo izquierdo del corazón.
- **Bloqueo Auriculoventricular de segundo grado:** Son un conjunto de trastornos del sistema de conducción que provocan que el estímulo eléctrico auricular sea conducido con retraso o no sea conducido a los ventrículos.
- **Fibrilación ventricular:** Se da cuando impulsos eléctricos caóticos hacen trabajar ineficientemente a los ventrículos impidiendo el bombeo de sangre al cuerpo. Se considera fatal si el corazón no vuelve a un ritmo normal rápidamente y ocurre cuando ya se tienen enfermedades cardiacas o ante traumas graves.

- **Aleteo auricular:** Es causado por problemas al interior de las aurículas. Se produce una frecuencia ventricular rápida debido a las señales que entran al nodo AV. Este tipo de taquicardia puede mejorar sin tratamiento en algunos casos, pero es recomendable aplicar alguno.
- **Taquicardia ventricular:** Se origina por señales eléctricas anormales en los ventrículos, esto no permite que estos funcionen de manera correcta al no poder llenarse y contraerse de manera eficiente. Es considerada una emergencia médica peligrosa.
- **Fibrilación auricular:** Se produce por impulsos eléctricos caóticos en las aurículas. Esta enfermedad causa falta de coordinación y contracciones rápidas y débiles en las mismas. Este tipo de taquicardia se asocia con anomalías estructurales del corazón debido a enfermedades cardíacas o hipertensión.
- **Bigeminismo:** Es una de las arritmias cardíacas más frecuentes encontradas en la práctica clínica habitual. Se trata de un latido prematuro con respecto al normal, que se presenta de forma regular intercalada entre dos latidos sinusales. Esta alteración en pacientes con un corazón estructuralmente normal y que no reciban medicación antiarrítmica, por lo general, no tiene significado patológico y no precisa tratamiento.
- **Trigeminismo:** Es una arritmia cardíaca caracterizada por la aparición de tres latidos, un latido normal seguido de dos latidos ectópicos en rápida sucesión.
- **Contracción ventricular prematura multifocal:** La contracción ventricular prematura es caracterizada por la despolarización ventricular que ocurre antes de lo esperado. En el electrocardiograma aparece como un complejo QRS ancho temprano sin ir precedido de una onda P correspondiente. Pero también pueden presentarse varios picos a la vez y esto es lo que se conoce como contracción ventricular prematura multifocal.

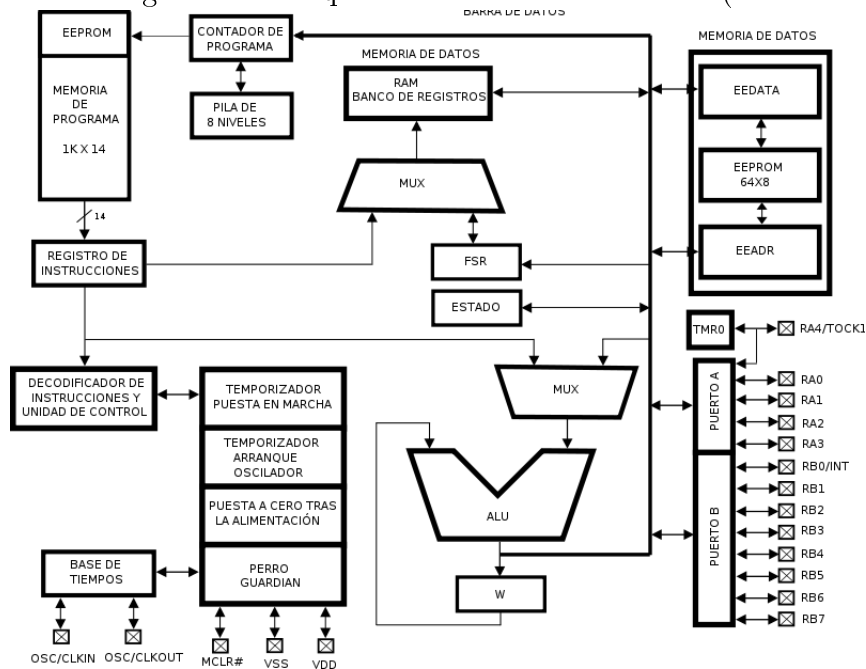
## 1.5. Plataforma tecnológica

Las tarjetas de desarrollo están conformadas por dos componentes: Un microcontrolador y periféricos externos. A continuación se explicará cada uno de estos.

### 1.5.1. Microcontroladores

Un microcontrolador es un circuito integrado que tiene las tres unidades principales de un computador: Unidad central de proceso (CPU), memoria y periféricos de entrada y salida. Es un circuito programable y tiene la capacidad de ejecutar el algoritmo que se encuentre almacenado en su memoria (Figura 1.5.1). Es un circuito secuencial y combinacional, es decir que tiene componentes que realizan las tareas de forma inmediata como hay otros que dependen de una señal de control conocida como la señal de reloj.

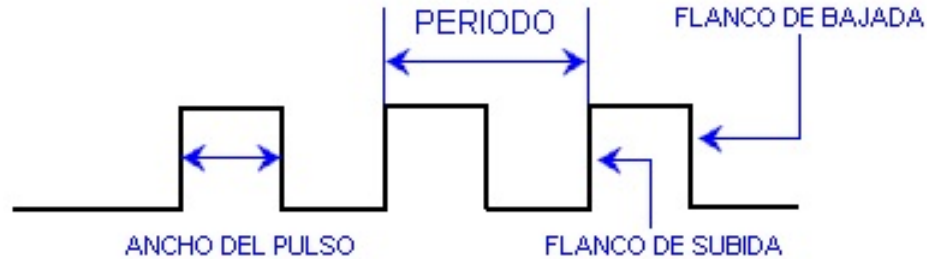
Figura 1.8: Diagrama de bloques de un microcontrolador (Tomado de [3])



La señal de reloj es cuadrada con flancos positivos y negativos. Dependiendo de la lógica que maneje el microcontrolador, trabaja con los flancos positivos o con los flancos negativos. La frecuencia de esta señal indica la rapidez con la que el microcontrolador ejecuta sus instrucciones, y normalmente está entre 1KHz y 20MHz. Esta señal es generada por un cristal de 4 MHz u 8MHz que garantiza el buen arranque del oscilador (Figura 1.5.1).

Hay otros componentes de suma importancia en un microcontrolador con funciones específicas:

Figura 1.9: Señal de reloj de un microcontrolador (Tomado de [14])



- **Unidad Central de Proceso - CPU:** Es el corazón del microcontrolador pues interpreta las instrucciones del algoritmo y las ejecuta. Está compuesta principalmente por la ALU (Unidad Aritmético Lógica) y la CU (Unidad de Control). La ALU se encarga de realizar las operaciones aritméticas y lógicas cuando se requiera y la CU es la que se encarga de extraer las instrucciones de la memoria donde está almacenado el algoritmo y ejecutarlas.
- **Contador de programa:** El contador de programa es un registro dentro de la CPU que se encarga de indicar qué instrucción del algoritmo se está ejecutando. Es un contador que aumenta en cada ciclo de reloj lo que permite que el código se ejecute en secuencia, pero puede ser alterado por instrucciones de salto o bifurcación del código, que altera el número del contador y lo modifica con el número de la instrucción que se quiere realizar.
- **Interrupciones:** El microcontrolador tiene un opción de interrupción, esto significa que cuando se envíe la solicitud de interrupción al microcontrolador, este saltará a la instrucción de una dirección específica y ejecutará lo que se encuentre allí hasta que encuentre un comando (depende del lenguaje de programación que se utilice) que lo hace regresar a la instrucción donde estaba antes de generarse la interrupción.
- **Watchdog timer:** En español se le conoce con el nombre de Perro Guardián. Es un registro que funciona como contador y su función es hacer un reset en el microcontrolador cuando este llegue a cero. Su función es evitar que el micro quede encerrado en un bucle infinito. Cuando el algoritmo es muy largo y tiene muchas instrucciones, este contador puede llegar a cero y resetear el micro, por lo que se debe introducir la instrucción CLRWDT para resetear el contador y evitar que el micro se reinicie.

Los elementos antes mencionados no son solo parte de un microcontrolador, sino también de otros circuitos integrados que cumplen tareas similares como son los microprocesadores. Por esta razón, es de gran importancia definir la diferencia entre los microcontroladores y los microprocesadores.

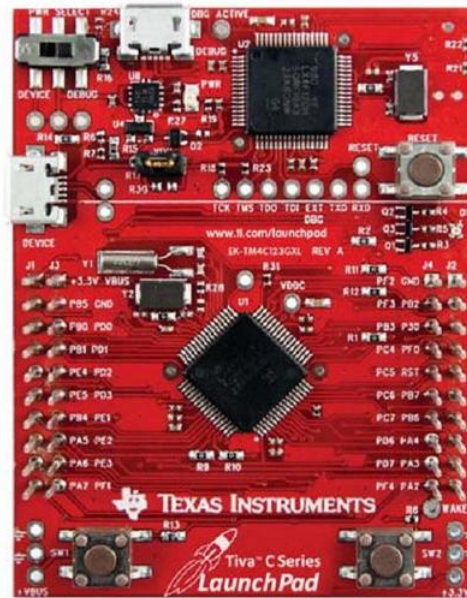
Los microprocesadores son circuitos integrados que se encargan propiamente de procesamiento de datos y ejecutar algoritmos que se implementen en este. Y a pesar de que esto también lo puede realizar un microcontrolador, su principal diferencia radica en los periféricos externos. Un microcontrolador tiene la capacidad de capturar señales análogas y poder procesarlas de forma digital y todo esto con un solo circuito integrado. Esto se puede ya que el microcontrolador no solo tiene la parte de la CPU sino que también trae incorporados periféricos (Convertidores A/D, convertidores D/A, leds, entre otros) que le permiten realizar tareas completas sin necesidad de acoplarle elementos periféricos adicionales. En cambio, un microprocesador requiere de elementos como memoria, convertidores ADC externos, entre otros; que le permitan funcionar de manera correcta.

### **1.5.2. Periféricos Externos**

Como ya se mencionó, los microcontroladores ya tienen incorporado los elementos necesarios para realizar tareas específicas mediante el algoritmo que se les implemente, pero la verdadera utilidad de los microcontroladores es que puedan ser aplicados a procesos externos y la comunicación debe ser mediante sensores y actuadores. Lo ideal es que el micro tenga la capacidad de monitorear o tomar lecturas de un proceso por medio de los sensores y mediante un algoritmo implementado en él, determinar que acción tomar para poder intervenir en dicho proceso mediante actuadores.

Para la interacción del micro con su entorno se le deben agregar unas periféricos externos como pulsadores, leds, puertos de comunicación, etc; dependiendo de la aplicación que se quiera utilizar. El acople de todos estos periféricos con el microcontrolador es lo que conforma una tarjeta de desarrollo (Figura 1.5.2).

Figura 1.10: Estructura interna de un microcontrolador (Tomado de [6])



# Capítulo 2

## Desarrollo del proyecto

### 2.1. Diseño del simulador

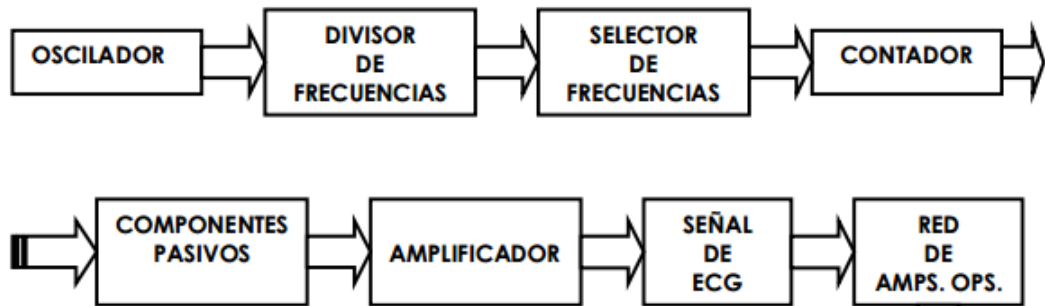
Para implementar un equipo que simule las señales cardiacas, se deben identificar los requerimientos de software y hardware que este demanda, pero se requiere analizar primero algunos aspectos como el método para generar la señal, qué tipos de señales y cuántas se van a generar; para poder determinar qué elementos se utilizarán.

#### 2.1.1. Generación de señales

Lo primero que se debe determinar es el método que se va a utilizar para generar las señales cardiacas. Para este proyecto se proponen dos opciones: Mediante una función matemática que genere la señal al graficarse o mediante la interpolación de valores almacenados previamente en memoria. Se debe tener en cuenta que las señales que se desean no son las derivaciones bipolares, ni las derivacion unipolares aumentadas y tampoco las derivaciones precordiales, se requieren las señales de cada una de las extremidades de donde se obtienen las diez derivaciones.

Inicialmente se podría decir que generar la señal matemáticamente es más sencillo y la demanda de software sería unicamente de capacidad de procesamiento pues si se puede lograr graficar la ecuación se obtendría la señal ECG deseada. Pero aquí se presenta el primer inconveniente, encontrar una ecuación que describa el comportamiento de cada una de las señales de las extremidades que se requieren para reconstruir las diez derivaciones es difícil y de pronto con una investigación a fondo no se logren conseguir. Entonces aparece la opción de generarlas mediante un circuito que genere señales (Figura 2.1.1).

Figura 2.1: Diagrama de bloques de un circuito generador de señales (Tomado de [5])



Este circuito podría generar cualquier señal que se desee. El oscilador genera una señal a diferentes niveles de tensión, el divisor de frecuencia le cambia la frecuencia a la señal y el circuito selector de frecuencias funciona como un filtro, eliminando las frecuencias que no se requieran. Pero para este método vuelve a surgir la dificultad de conseguir la señal de cada una de las extremidades con sus niveles de tensión respectivos y sus componentes en frecuencia, además de la demanda de hardware que requiere hacer la construcción del diagrama de bloques (Figura 2.1.1).

El otro método es la interpolación de valores en memoria. Este método requiere un equipo patrón, profesional, preciso y calibrado de donde se puedan adquirir las señales. Se realizó una encuesta a las principales clínicas y centros médicos del país preguntando por los equipos de simulación que utilizaban, la marca y las principales características. Se encontró que la marca Fluke es la más utilizada a nivel nacional y es de las principales marcas a nivel mundial en equipos biomédicos[15]. Se procedió a contactar a las entidades locales que podrían tener este equipo para solicitar su uso y se consiguió acceso al simulador de paciente *Fluke Biomedical MedSim300B Patient Simulator* que maneja la clínica de la MERCED en Bucaramanga por medio del ingeniero Alexander Mora.

La mayor demanda de recursos es en memoria por eso se debe estimar un aproximado de la memoria requerida. En total se utilizaron 45470 muestras y cada muestra es almacenada en 32bits lo que hace que se requieran 1455040bits (181880 bytes) es decir que una memoria RAM mayor a 182Kbytes será suficiente. Otra demanda es una tarjeta de adquisición de datos DAQ para poder capturar la señal y almacenarla en el microcontrolador como valores. De la DAQ se requiere que adquiera señales con valores negativos a una frecuencia de muestreo de 200Hz o mayor. La DAQ6008

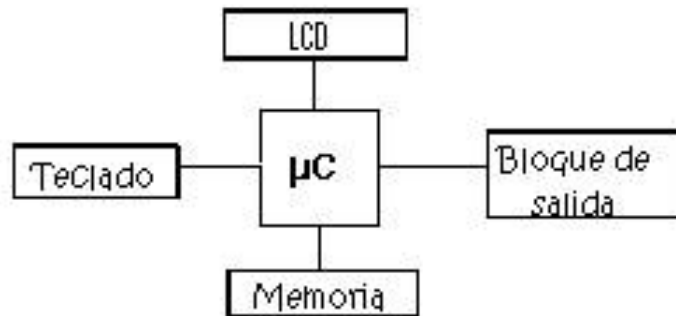
de National Instruments cumple estos requerimientos y la universidad cuenta con acceso a esta.

Teniendo en cuenta lo anterior, se decide optar por el método de interpolación de valores almacenados en memoria teniendo en cuenta los requerimientos que este demanda y haciendo el diseño adecuado del simulador a implementar.

### 2.1.2. Diseño de hardware

El simulador de paciente debe tener un periférico que comunique al usuario con el circuito. También debe tener uno que se encargue del control general del equipo. Otro que muestre al usuario la información de la señal de salida que se está simulando en el momento y otro que almacene todas las señales posibles que el equipo puede mostrar. Los siguientes son los periféricos a utilizar (Figura 2.1.2):

Figura 2.2: Esquema del simulador de paciente a implementar



- **Teclado**

El teclado será el encargado de la comunicación entre el simulador y el usuario. Se relacionará cada una de las señales que se pueden mostrar con una combinación única de caracteres. La combinación que ingrese el usuario irá directamente al microcontrolador mediante una señal digital de 10 bits en paralelo.

- **LCD**

La LCD (*Liquid Crystal Display*) que se utilizó fue de 16x2. Esta muestra la información que requiere el usuario para que mediante el teclado pueda simular una señal deseada. En pocas palabras, debe mostrar qué señal está relacionada con qué combinación y cuando se está simulando una señal, muestra la información completa

de la señal. La LCD tiene 16 pines de conexión que están conectados directamente al microcontrolador. Algunos de estos pines son de entrada y otros de salida.

#### ■ **Bloque de salida**

Hay que tener en cuenta que la señal almacenada en el microcontrolador es una señal discreta y se busca que la señal de salida del equipo sea análoga, para esto se utiliza el bloque de salida. En primer lugar se pensó utilizar un DAC (*Digital Analog Convertor*), pero para esto se requería un DAC por cada señal lo que consumía recursos económicos y aumentaba el tamaño del equipo. Por lo anterior, se decidió utilizar un método de variación del ciclo útil de trabajo de un PWM a una frecuencia mucho mayor que la de la señal (este método se explicará con detalle más adelante). La señal de salida requiere de 10 pines del microcontrolador y los datos por cada pin se envían en serie. Además a esto en esta parte se agrega el circuito para eliminar el nivel en DC de la señal y el circuito para la atenuación de la señal que se explicará su diseño mas adelante.

#### ■ **Memoria**

Con la frecuencia de muestreo que se utilizó en la DAQ y la frecuencia propia de la señal, se estimaba que cada señal sea conformada por 300 muestras aproximadamente. Si se requerían de diez señales para construir cada patología se deduce que la gran necesidad de recursos lógicos fue de memoria. Por esta razón se requería de un bloque de memoria aparte donde estarían almacenadas todas las señales y que tuviera la capacidad necesaria para almacenar todas las patologías se pueden simular. Esto es una memoria no volátil.

#### ■ **Microcontrolador**

Es el componente más importante pues todos los demás se comunican directamente con este. La demanda de recursos lógicos del microcontrolador son memoria y número de pines de entrada y salida. Se requiere memoria suficiente para poder almacenar todas las líneas de código del algoritmo. Por otro lado se requiere que tenga los pines necesarios para comunicarse con todos los periféricos. También se debe tener en cuenta el lenguaje de programación y el software que se utiliza para compilarlo. Los PICs son una buena opción y se programan en Assembler pero hoy en día hay tecnologías que facilitan todo esto como lo son las tarjetas de desarrollo.

Una tarjeta de desarrollo es una conexión de periféricos externos comunes con un microcontrolador que facilita el acople de estos. Por lo general se programan en

lenguaje de alto nivel. Además tienen incorporadas memoria RAM y memoria Flash lo que hace que el tamaño total del equipo se reduzca. Teniendo en cuenta todo esto se optó por utilizar una tarjeta de desarrollo que trae incorporado el banco de memoria y el microcontrolador además de puertos de salida que se pueden programar como PWM para volver análogas las señales de salida.

Para finalizar el diseño se debe escoger la *launchpad* a utilizar. En primera opción se pensó en utilizar una tarjeta de la marca Arduino pero investigando se encontró que era una marca más enfocada a la academia y con déficit en los requerimientos lógicos que este proyecto demanda. Se optó por utilizar una *launchpad* de la marca Texas Instruments. Haciendo una comparación de las características de desempeño de cada una de las tres familias de *launchpads* que esta marca maneja se decidió utilizar la LAUNCHXL2-RM46-Hercules. Tiene memoria RAM de 192Kb que es donde se almacenaran los datos una vez el microcontrolador sea energizado, lo que es memoria suficiente para las señales que se desean simular. Tiene 64 GPIOs (*General Purpose Input/Output*) y 14 se pueden configurar como PWM que serán los puertos utilizados como salida.

## 2.2. Adquisición de señales

### 2.2.1. Pruebas preliminares

Las señales que se desean capturar son las de las cuatro extremidades y las de las seis del tórax, por esta razón se tuvo que idear una forma de reconstruirlas a partir de las diferentes derivaciones electrocardiográficas. A continuación se explica una forma de hacer esto.

Partiendo de las tres derivaciones unipolares básicas, se pueden expresar en términos de las derivaciones bipolares.

$$V_R = V_{RA} - V_{TCW} = V_{RA} - \frac{(V_{RA} + V_{LA} + V_{LL})}{3} = \frac{(V_{RA} - V_{LA}) + (V_{RA} - V_{LL})}{3}$$

$$V_R = -\frac{DI + DII}{3}$$

$$V_L = V_{LA} - V_{TCW} = V_{LA} - \frac{(V_{RA} + V_{LA} + V_{LL})}{3} = \frac{(V_{LA} - V_{RA}) + (V_{LA} - V_{LL})}{3}$$

$$V_L = \frac{DI - DII}{3}$$

$$V_F = V_{LL} - V_{TCW} = V_{LL} - \frac{(V_{RA} + V_{LA} + V_{LL})}{3} = \frac{(V_{LL} - V_{RA}) + (V_{LL} - V_{LA})}{3}$$

$$V_F = \frac{DII + DIII}{3}$$

Ya teniendo lo anterior, se pueden escribir las extremidades en función de las derivaciones bipolares y el Terminal Central de Wilson TCW.

$$V_{RA} = V_R + V_{TCW} = -\frac{DI + DII}{3} + V_{TCW}$$

$$V_{LA} = V_L + V_{TCW} = \frac{DI - DII}{3} + V_{TCW}$$

$$V_{LL} = V_F + V_{TCW} = \frac{DII + DIII}{3} + V_{TCW}$$

Ahora para las extremidades del tórax, se parte de las ecuaciones que describen las derivaciones precordiales. Por ejemplo, para la primera derivación precordial se tiene

$$V_1 = V_1' + V_{TCW}$$

Donde  $V_1$  es la primera derivación precordial y  $V_1'$  es la ubicación en el tórax. Despejando se obtiene

$$V_1' = V_1 - V_{TCW}$$

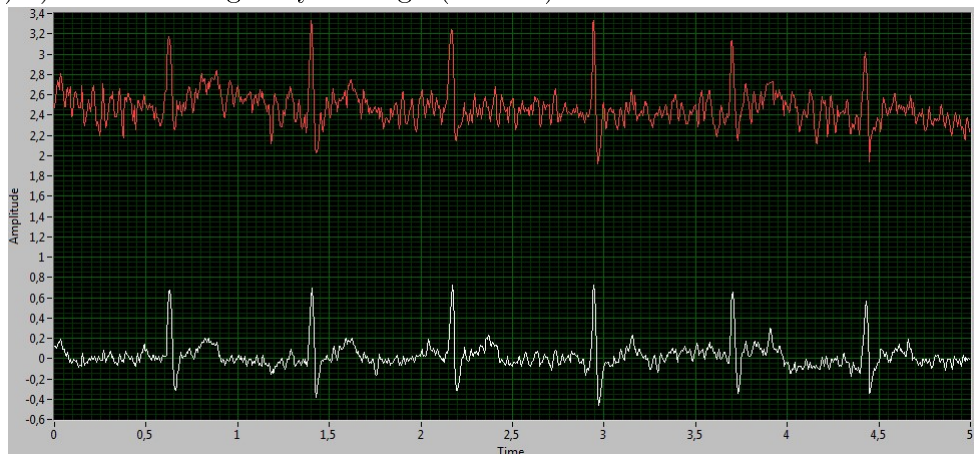
De esta manera se tiene la señal del tórax que se desea en función de la primera derivación precordial y del TCW. De igual manera se hace para las otras cinco derivaciones precordiales.

Teniendo en cuenta lo anterior, la parte de adquisición de las señales debe enfocarse a capturar las tres derivaciones bipolares y las seis derivaciones precordiales. Estas señales que se obtendrán de un equipo patrón tienen una amplitud baja por lo que se debe diseñar un circuito que amplifique la señal. Al hacer que la señal pase por un circuito antes de ser capturada, se introduce ruido en esta por eso también se debe diseñar un filtro pasa banda (filtro pasa alta y filtro pasa baja conectados en cascada).

Como se utilizó la DAQ6008 para capturar la señal, es necesario utilizar el software LabView de National Instruments. Este programa brinda la opción de hacer un filtrado digital de la señal lo que fue de gran ayuda para eliminar el ruido de esta. Pero además de esto existe la posibilidad de filtrar la señal con filtros análogos, aunque esto demandaría mas recursos económicos y mayor tiempo. Para determinar si es mucha la diferencia entre una señal filtrada de forma análoga y de forma digital o solo de forma digital, se implementó en *protoboard* un circuito amplificador seguido de dos filtros conectados en cascada (Pasa alta de  $\omega_c = 0,5\text{Hz}$  y pasa baja de  $\omega_c = 40\text{Hz}$ ).

El objetivo de esta prueba es tomar la segunda derivación bipolar de un sujeto, amplificarla, capturarla y filtrarla de forma digital con Labview. Luego tomar la misma señal amplificada pero antes de capturarla y filtrarla digitalmente, se hace pasar por dos filtros análogos de las mismas características de los filtros digitales. Finalmente comparar estas dos señales (Figura 2.2.1) y determinar si es necesario implementar el circuito con filtros análogos o no.

Figura 2.3: Comparación de la misma señal filtrada a) Únicamente de forma digital (Roja) b) De forma digital y análoga (Blanca).



En la figura 2.2.1, la gráfica en rojo muestra la señal filtrada únicamente con filtros digitales y la gráfica en blanco muestra la señal filtrada con filtros analógicos y digitales. Independientemente que la señal se ve mejor con los filtros analógicos, la utilidad principal del filtro pasa bajas es asegurar el *antialiasing*. El filtro pasa altas se implementó de igual manera porque se vio mejora en la señal aunque esto

se hubiera podido implementar en software y con mejores especificaciones.

Por otro lado también se sabe que al ubicar filtros analógicos, se puede realizar el proceso conocido como *antialiasing*, es decir eliminar las frecuencias que exceden el criterio de Nyquist y demás componentes que pueden deteriorar la calidad de la señal, ajustando el ancho de banda de esta. En base a esto se tomó la decisión de diseñar el circuito de amplificación con filtros análogos.

### 2.2.2. Diseño de circuito de adquisición

Si se desea generar las señales de las extremidades con el método matemático previamente explicado, se debe asegurar que las señales a capturar compartan el mismo origen y tengan la misma frecuencia de muestreo, es decir que el primer dato de una derivación sea el primer dato de las demás derivaciones. Todo esto porque las operaciones de señales discretas se hacen punto a punto y si estas no cumplieran con lo antes dicho, no se podría asegurar que las operaciones matemáticas produzcan el resultado correcto.

Otro aspecto importante que se debe tener en cuenta es el ancho de banda de la señal. La señal cardiaca tiene componentes de alta frecuencia y baja frecuencia. En los de alta frecuencia se puede ver un cambio rápido de la señal como en es el caso del complejo QRS y en los de baja frecuencia se puede ver la onda P,T y U. Estas señales pueden llegar a tener componentes hasta en los 100Hz, aunque la mayoría de la información está contenida por debajo de los 60Hz[7]. Por ejemplo la frecuencia fundamental del complejo QRS es alrededor de los 10Hz y la de la onda T oscila entre 1Hz y 2Hz[16]. Ahora si se analiza una bradicardia (40 latidos por minutos), este tendría una frecuencia aproximadamente de 0,65Hz (40 latidos en 60 segundos). También hay que tener en cuenta que a 60Hz se presenta el ruido de la red eléctrica y debe ser filtrado. A pesar que los estándares internacionales IEC (*International Electrotechnical Commission*) proponen un ancho de banda desde 0,05Hz hasta 150Hz, analizando lo anterior, se propone implementar un filtro pasa altas de 0,5Hz en cascada con un filtro pasa bajas de 40Hz, que permite un ancho de banda adecuado para los componentes mas importantes de la señal y permite eliminar el ruido de 60Hz.

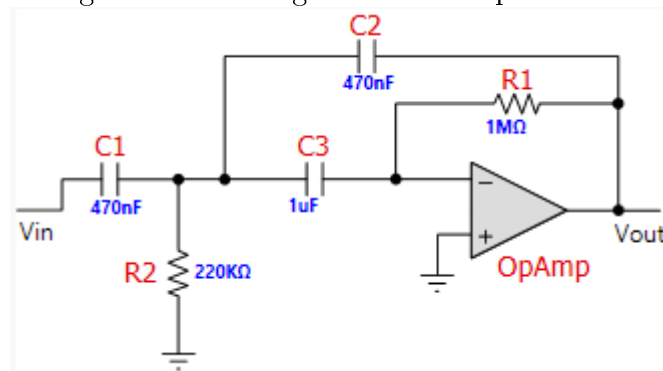
Es por esto que el circuito que se va a diseñar debe tener la capacidad de capturar todas las derivaciones bipolares y todas las precordiales al tiempo. Debe tener diez entradas (las cuatro extremidades y las seis del tórax) y diez salidas (Las tres

derivaciones bipolares, las seis derivaciones precordiales y el Terminal Central de Wilson TCW). Además debe tener un amplificador de instrumentación por cada derivación y un amplificador no inversor para la señal de TCW. También hay que agregarle un filtro pasa baja de frecuencia de corte de 40Hz y un filtro pasa alta de frecuencia de corte de 0,5Hz (para eliminar ruido) por cada señal que se desee capturar (20 filtros en total). Finalmente se deben agregar diez amplificadores operacionales conectados como buffer para garantizar el acople de impedancia con el equipo del que se capturarán las señales.

## Diseño de filtros

Para el diseño de ambos filtros se utilizó el software FilterPro de Texas Instruments el cual permite introducir las características del filtro y la tolerancia de los componentes y el programa arroja una configuración que cumple con los requerimientos especificados. Para el filtro pasa altas se requería una ganancia de 1, una frecuencia de corte de 0,5Hz, de segundo orden y que fuera Butterworth. El circuito propuesto (Figura 2.2.2) tiene una respuesta en frecuencia (Figura 2.2.2) que cumple con los requerimientos.

Figura 2.4: Configuración filtro pasa altas.



Para el filtro pasa bajas, se tuvieron las mismas características que para el filtro pasa altas, a diferencia que este tiene una frecuencia de corte de 40Hz. El circuito propuesto (Figura 2.2.2) tiene una respuesta en frecuencia (Figura 2.2.2) que cumple con los requerimientos.

Figura 2.5: Respuesta en frecuencia del filtro pasa altas.

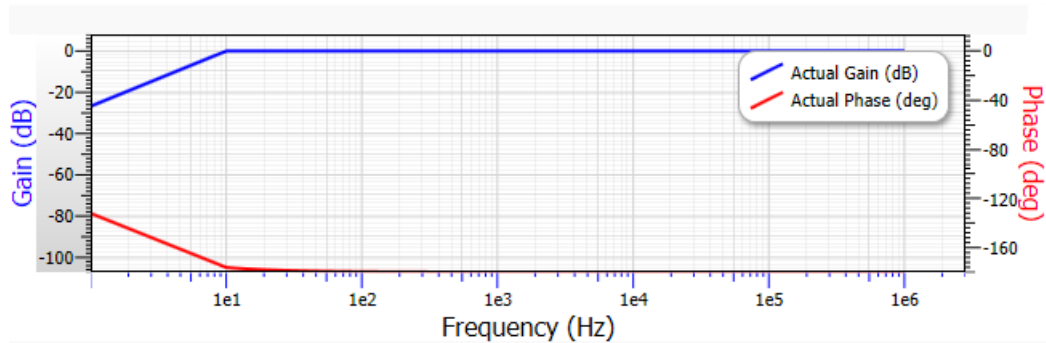


Figura 2.6: Configuración filtro pasa bajas.

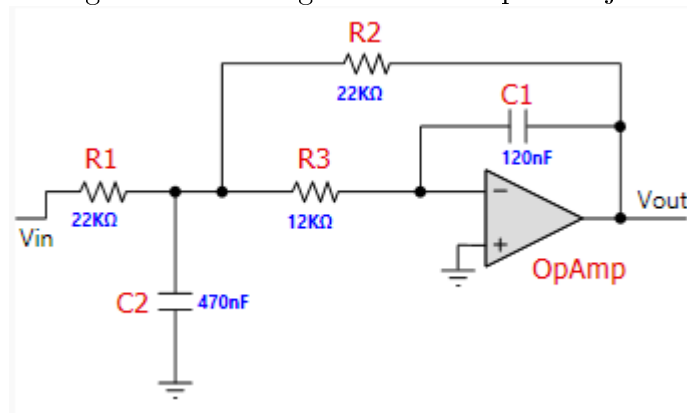
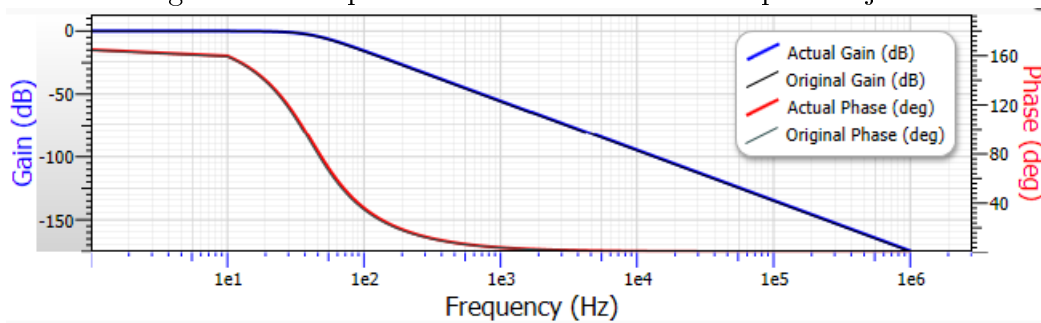


Figura 2.7: Respuesta en frecuencia del filtro pasa bajas.



Para implementar el circuito se diseñó primero en KiCad, un software para diseñar circuitos impresos, y luego se implementó. No se realizó en protoboard por el ruido que introduce y los errores que esto conlleva. Lo primero fue diseñar el esquemático donde se ubicaron todos los componentes a utilizar con sus respectivas conexiones.

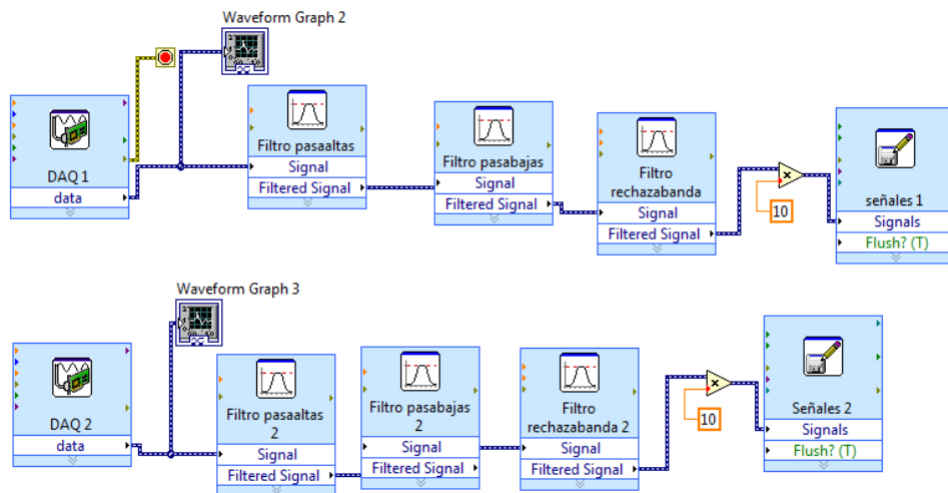
Se debe tener en cuenta el cable a utilizado para llevar las señales del simulador Fluke al circuito. Para esto se utilizó un cable de electrocardiografía el cual está diseñado específicamente para este tipo de señales. Por esta razón se diseñó el circuito con un conector DB-15 hembra, el cual es el mismo conector que el cable de electrocardiografía utiliza. Además de esto, se dejaron las borneras como entradas para que el circuito quede funcional para futuras aplicaciones académicas.

Luego de esto, se le asigna a cada componente del esquemático una huella y se procede a generar la PCB. En esta parte se deben hacer las conexiones físicas de los componentes y definir las dimensiones de la tarjeta. 1

### 2.2.3. Tratamiento de la señal adquirida

Luego que la señal pasó por todo el proceso análogo, se adquirió con la DAQ6008 y se le hicieron una serie de operaciones para adecuarla. Se configuró un diagrama de bloques en el software de Labview como se muestra en la Figura 2.2.3.

Figura 2.8: Diagrama de bloques de Labview para la adquisición de la señal.



Hay que tener en cuenta que para capturar las diez señales al tiempo, se debieron utilizar dos DAQ6008 ya que los pines de entrada de una sola no eran suficientes para todas las señales, por eso se observan dos circuitos iguales. Lo primero fue pasar las señales por un filtro pasa altas de frecuencia de corte  $\omega_c = 0,5\text{Hz}$  y ganancia unitaria. Luego hay un filtro pasa bajas con frecuencia de corte  $\omega_c = 40\text{Hz}$  también de ganancia unitaria. Luego hay un filtro rechazabanda de frecuencia de

corte  $\omega_c = 60\text{Hz}$  de ganancia unitaria con el fin de eliminar el ruido producido por la fuente. Aquí hay que tener en cuenta que la mayoría de la energía de la señal se encuentra en frecuencias menores a los 40Hz, y aunque hay arritmias que si tienen su mayor concentración de energía en 60Hz, estas no se trabajaron. Finalmente se le agrega una ganancia de 10 y se capturan en una hoja de datos de Microsoft Excel como muestras.

Ya teniendo las señales como muestras en una hoja de cálculo de excel, se procedió a escalarlas entre valores de 0 y 100 (Mas adelante se explicará el por qué). Para esto, se utilizó un script que se ejecuta en el software MatLab.

```

A=min(B);
A1=min(P);
resultat=[A A1];
mini=min(resultat);
B(:,1)=B(:,1)-(mini);
B(:,2)=B(:,2)-(mini);
B(:,3)=B(:,3)-(mini);
B(:,4)=B(:,4)-(mini);
P(:,1)=P(:,1)-(mini);
P(:,2)=P(:,2)-(mini);
P(:,3)=P(:,3)-(mini);
P(:,4)=P(:,4)-(mini);
P(:,5)=P(:,5)-(mini);
M=max(B);
M1=max(P);
resultat=[M M1];
maxi=max(resultat);
B(:,1)=B(:,1)*(100/maxi);
B(:,2)=B(:,2)*(100/maxi);
B(:,3)=B(:,3)*(100/maxi);
B(:,4)=B(:,4)*(100/maxi);
P(:,1)=P(:,1)*(100/maxi);
P(:,2)=P(:,2)*(100/maxi);
P(:,3)=P(:,3)*(100/maxi);
P(:,4)=P(:,4)*(100/maxi);
P(:,5)=P(:,5)*(100/maxi);

```

```

B(:,1)=round(B(:,1));
B(:,2)=round(B(:,2));
B(:,3)=round(B(:,3));
B(:,4)=round(B(:,4));
P(:,1)=round(P(:,1));
P(:,2)=round(P(:,2));
P(:,3)=round(P(:,3));
P(:,4)=round(P(:,4));
P(:,5)=round(P(:,5));
BT=zeros(4,1999);
PT=zeros(5,1999);
for R = 1:4
for C = 1:1999
BT(R,C) = B(C,R);
end
end
for R1 = 1:5
for C1 = 1:1999
PT(R1,C1) = P(C1,R1);
end
end

```

Primero se definen dos matrices de datos en las cuales están las señales bipolares (B) y precordiales (P) y se importan los datos desde excel. A partir de las matrices se obtiene el valor de tensión mínimo (mini) para cada condición cardiaca, el cual se le suma a la señal (en el *script* se resta ya que siempre es negativo). Luego se obtiene el valor máximo (maxi) para poder escalar entre 0 y 100 usando una regla de tres. Por último se redondean los valores y ya se tiene la señal disponible para usar como ciclo útil de la señal de PWM.

#### 2.2.4. Resultados de la adquisición de las señales

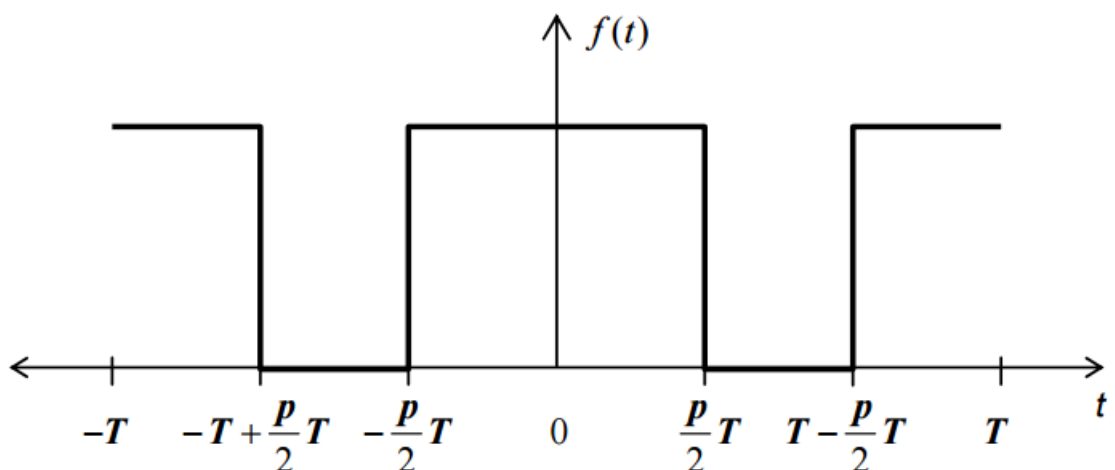
Hay que aclarar que las señales que se almacenaron en el microcontrolador son las de las extremidades, aunque estas no sean conocidas y no sean de interés. El objetivo del simulador es que se puedan generar las diferentes derivaciones a partir de las señales de las extremidades. Por esta razón, los resultados que se muestran en esta parte son las de las diferentes derivaciones cardiacas. Estos resultados se observan en la sección de resultados en la parte (a).

En la sección de resultados solo se observan las tres derivaciones bipolares de un sujeto sano, las seis derivaciones precordiales de un sujeto sano, segunda derivación bipolar de un paciente con las patologías escogidas y la primera derivación precordial de un paciente con las mismas patologías; A pesar de esto, se puede generar todas las derivaciones cardiacas de todas las patologías escogidas y de un sujeto sano. Las patologías escogidas fueron doce: Bloqueo de Rama Izquierda LBBB (*Left Bundle Branch Block*), Bloqueo auroventricular de segundo grado (*Second Degree Heart Block Type 2*), Bradicardia (30BPM), Taquicardia (120BPM), Fibrilación Auricular 1 (*Atrial Fibrillation 1*), aleteo auricular (*Atrial flutter*), bigeminismo, Contracción ventricular prematura multifocal (*Multifocal Premature Ventricular Contraction*), Contracción Ventricular Prematura PVC (*Premature Ventricular Contraction*), trigeminismo, Fibrilación ventricular y Taquicardia ventricular.

### 2.3. Aplicación de PWM como DAC

Una señal PWM (*Pulse Width Modulation*) es una señal periódica en el tiempo con periodo  $T$  y frecuencia  $f$ , y que su amplitud solo toma el valor de 0 o  $K$ , donde  $K$  es la amplitud de la señal y depende del circuito que la genere (Figura 2.3). El tiempo que la señal toma el valor  $K$  en un periodo de tiempo se conoce como el ciclo útil de trabajo, y este se da entre valores de 0 y 1 (0% y 100%) [1].

Figura 2.9: Señal PWM (Tomado de [12]).



Como el PWM es una señal periódica, se puede expresar mediante series de Fourier [9].

$$f(t) = A_0 + \sum_{n=1}^{\infty} \left[ A_n \cos\left(\frac{2n\pi t}{T}\right) + B_n \left(\sin \frac{2n\pi t}{T}\right) \right]$$

Donde

$$A_0 = \frac{1}{2T} \int_{-T}^T f(t) dt$$

$$A_n = \frac{1}{T} \int_{-T}^T f(t) \cos\left(\frac{2n\pi t}{T}\right) dt$$

$$B_n = \frac{1}{T} \int_{-T}^T f(t) \sin\left(\frac{2n\pi t}{T}\right) dt$$

Para el caso de la señal PWM al desarrollar las integrales se obtiene

$$A_0 = K \cdot p$$

$$A_n = K \cdot \frac{1}{n\pi} [\sin(n\pi p) - \sin(2n\pi(1 - p/2))]$$

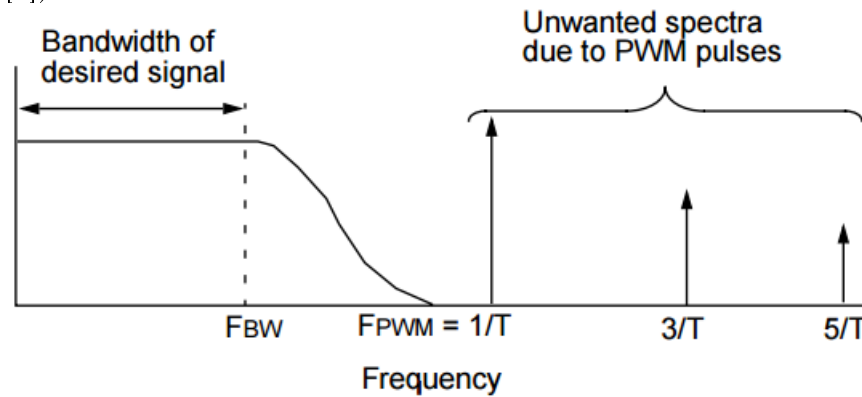
$$B_n = 0$$

Era de esperarse que  $B_n = 0$  porque es una función par. La componente de DC  $A_0$  es igual a la multiplicación de la amplitud del PWM con su ciclo útil lo que muestra que se puede obtener cualquier nivel de tensión entre 0 y  $K$  voltios. El término  $A_n$  representa la amplitud de los componentes armónicos de la señal y estos se presentan en múltiplos de la frecuencia fundamental de la señal [3].

Ya teniendo la tensión que se desea en la señal de salida en la componente DC del PWM, se implementa un filtro pasa bajas pasivo con el fin de eliminar los armónicos del PWM y dejar pasar solo el componente en DC (Figura 2.3).

Lo único que haría falta es el diseño del filtro pasa bajas. Como los filtros no son ideales y para ahorro de recursos y espacio se implementará un filtro pasivo de primer orden (una resistencia en serie con un capacitor). Se debe tener en cuenta

Figura 2.10: Filtro pasa bajas para eliminar los armónicos de la señal PWM (Tomado de [2]).



que la frecuencia del PWM debe ser mucho mayor que la frecuencia de la señal deseada ( $f_{PWM} \gg f_{bw}$ ). La frecuencia de la señal que se quiere generar es de 40Hz, por lo tanto la frecuencia de corte del filtro debe ser esta misma. Estableciendo fijo el valor del capacitor de  $1\mu F$  se calcula el valor de R:

$$RC = \frac{1}{2\pi 40}$$

$$C = 1\mu F$$

$$R = 4K\Omega$$

Con estos valores se cumple que la frecuencia de corte del filtro sea mucho menor que la frecuencia del primer armónico de la señal de PWM.

## 2.4. Algoritmo del microcontrolador

Para la configuración de las entradas y salidas del microcontrolador se usó el software HALCogen de Texas instruments, el cual permite activar y desactivar periféricos del microcontrolador así como los pines propios de cada uno, esta herramienta facilita esta tarea al permitir usar una interfaz gráfica que luego genera el código con las asignaciones deseadas. Para este proyecto se activaron los *drivers* correspondientes a los puertos N1HET2, los GIOA y GIOB y los ETPWM además de que se disminuyó la frecuencia de reloj de  $220MHz$  a  $73,3MHz$  para que se pudiera dar una correcta inicialización de la LCD. El código está implementado en lenguaje C usando la librería driverlib de Texas instruments, lo que evita trabajar directamente

con los registros facilitando la tarea de usar los diferentes GPIO del microcontrolador.

Para la LCD de 2x16 se tiene un código auxiliar que se encarga de la inicialización de la misma y un archivo de cabecera que incluye las diversas instrucciones para el control de la LCD. En el código principal solo activa la LCD y se escribe lo que se desea mostrar, las demás tareas asociadas a esta están descritas en el código auxiliar.

Se trabajó con un teclado matricial. Para el correcto funcionamiento del mismo se pone un nivel alto en una fila mientras que las demás se mantienen en nivel bajo, así al presionar una tecla se activa una de las columnas y es posible reconocer el carácter que ha sido presionado por el usuario. Para hacer esta lectura cada vez que se pone una fila en nivel alto se procede luego a leer el valor que se encuentra en los pines asignados a las columnas determinando así la coordenada de la tecla presionada.

Las señales se generaron usando salidas de PWM. Se tienen los valores correspondientes a cada señal codificados en ciclo útil de PWM con diferentes cantidades de datos, esto debido a que se tienen periodos diferentes y para un mejor aprovechamiento de la memoria. Se utiliza un ciclo *for* para variar el ciclo útil del PWM mientras que se encierra dentro de un ciclo *while* infinito para que lo haga ininterrumpidamente a menos que se presione el botón de *reset* que devuelve el programa al inicio.

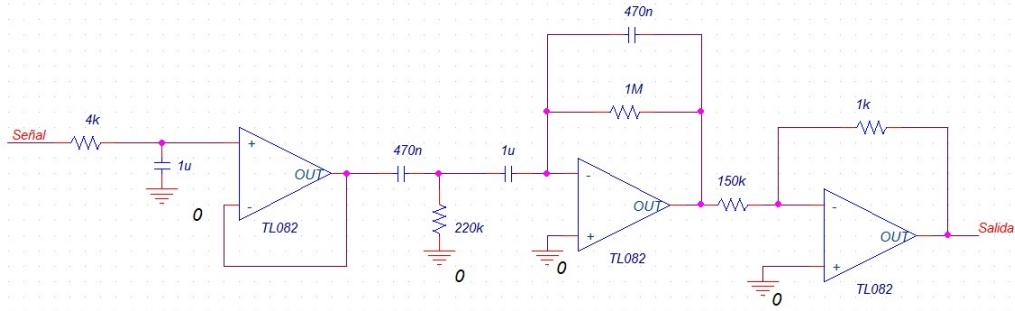
## 2.5. Diseño del circuito del simulador

Hay que tener en cuenta que la señal que sale por los puertos de salida del microcontrolador varía entre  $0V$  y  $3,3V$  lo que conlleva dos problemas. El primero es que la señal tiene un nivel en DC que no se desea y que no es característico de las señales cardiacas [4]. El segundo problema es la amplitud de la señal, pues las señales cardiacas están del orden de  $2mV$  aproximadamente y la señal que genera el microcontrolador tiene amplitud máxima de  $3,3V$  [13], lo que demanda un atenuador.

Para eliminar el nivel en DC, se implementó un filtro pasa altas de las mismas características que el del circuito para capturar las señales (Figura 2.2.2) pero de ganancia  $-1$ . Ahora para atenuar la señal, se decidió implementar un amplificador

operacional conectado como amplificador inversor ( $A_v = \frac{-R_2}{R_1}$ ) con  $R_2 = 1K\Omega$  y  $R_1 = 150K\Omega$  dejando la señal de aproximadamente  $5mV$  de amplitud. El esquema del bloque de salida del simulador que se implementó se puede ver en la Figura 2.5.

Figura 2.11: Esquemático del bloque de salida del simulador implementado.



En la parte de la atenuación se utilizó un TL082 de *Texas Instruments*. Este amplificador tiene un nivel de *offset* en la entrada de  $3mV$  bajo condiciones de operación típicas ( $25^\circ C$  y  $R_s = 50\Omega$ ), lo cual es un nivel aceptable. Por otro lado esta referencia tiene dos amplificadores operacionales por integrado, lo que permite ahorro de espacio en el circuito impreso. Para el filtro lo que se requiere es que el ancho de banda y la ganancia sean suficientes pero en este caso la señal es lenta lo que no demanda casi ancho de banda y debe ser de ganancia unitaria lo que permite utilizar la misma referencia para un mayor ahorro de espacio.

## 2.6. Señales producidas por el microcontrolador

Para poder adquirir las señales que se producen en el microcontrolador, se adecúa un canal de electrocardiografía con sus respectivas etapas (Amplificador de instrumentación, filtro pasa bajas y filtro pasa altas). Las señales son capturadas en un osciloscopio y se pueden observar en la sección de resultados en las gráficas (b). Por cada señal se observa la segunda derivación bipolar y la primera derivación precordial por razones de espacio pero se puede reconstruir cualquier derivación que se desee. Hay que tener en cuenta que la señal *a* es una señal digitalizada y que la señal *b* es una señal analógica, por lo que se espera es comparar que tengan una forma similar y no que sean señales idénticas.

Figura 2.12: Comparación de las señales generadas y adquiridas - Segunda derivación bipolar.

Señal	DII						%error
	Adquirida			Generada			
	Vp1	Vp2	Diferencia(mV)	Vp1	Vp2	Diferencia(mV)	
30 ppm	0,8	0,12	0,7	0,9	0,2	0,7	2,941
80 ppm	0,82	0,1	0,7	0,9	0,2	0,7	2,778
120 ppm	0,78	0,11	0,7	0,92	0,2	0,72	7,463
af1	0,87	0,1	0,8	0,95	0,2	0,75	2,597
aflt	0,82	0,12	0,7	0,9	0,23	0,67	4,286
Big	0,78	-0,48	1,3	0,75	-0,48	1,23	2,381
trig	0,48	-0,77	1,3	0,8	-0,5	1,3	4,000
mf1	0,78	0,47	0,3	0,65	0,5	0,15	51,613
vent	0,48	-0,8	1,3	0,7	-0,62	1,32	3,125
vtac	0,38	-0,71	1,1	0,54	-0,58	1,12	2,752
2b2	0,19	-0,42	0,6	0,35	-0,46	0,81	32,787
lbbb	1,03	0,11	0,9	1	0,2	0,8	13,043

Se realizó una comparación cuantitativa de las señales generadas y las señales adquiridas. Se tomaron dos picos de la señal capturada en un periodo y se calculó la relación. Luego se hizo lo mismo con la señal generada. Finalmente se calculó el porcentaje de error. Las relaciones de la segunda derivación se pueden observar en la Figura 2.6 y las relaciones de la primera derivación precordial en la Figura 2.6.

Figura 2.13: Comparación de las señales generadas y adquiridas - Primera derivación precordial.

Señal	V1						%error
	Adquirida			Generada			
	Vp1	Vp2	Relación	Vp1	Vp2	Diferencia(mV)	
30 ppm	-0,52	0,15	-0,67	-0,5	0,2	-0,7	4,478
80 ppm	-0,52	0,1	-0,62	-0,48	0,18	-0,66	6,452
120 ppm	-0,53	0,09	-0,62	-0,5	0,18	-0,68	9,677
af1	-0,5	0,1	-0,60	-0,5	0,2	-0,7	16,667
aflt	-0,53	0,09	-0,62	-0,5	0,2	-0,7	12,903
Big	0,96	-0,58	1,54	0,9	-0,75	1,65	7,143
Trig	0,97	-0,59	1,56	0,96	-0,8	1,76	12,821
mf1	-0,48	-0,63	0,15	-0,36	-0,63	0,27	80,000
Vent	0,97	-0,53	1,50	0,92	-0,8	1,72	14,667
vtac	0,95	-0,55	1,50	0,96	-0,7	1,66	10,667
2b2	0,87	-0,43	1,30	0,9	-0,56	1,46	12,308
lbbb	0,66	0,05	0,61	0,8	0,15	0,65	6,557

# Capítulo 3

## Resultados

### 3.1. Comparación de resultados

A continuación se presenta la comparación de las señales adquiridas con las señales generadas.

Figura 3.1: Primera derivación bipolar de un sujeto sano a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

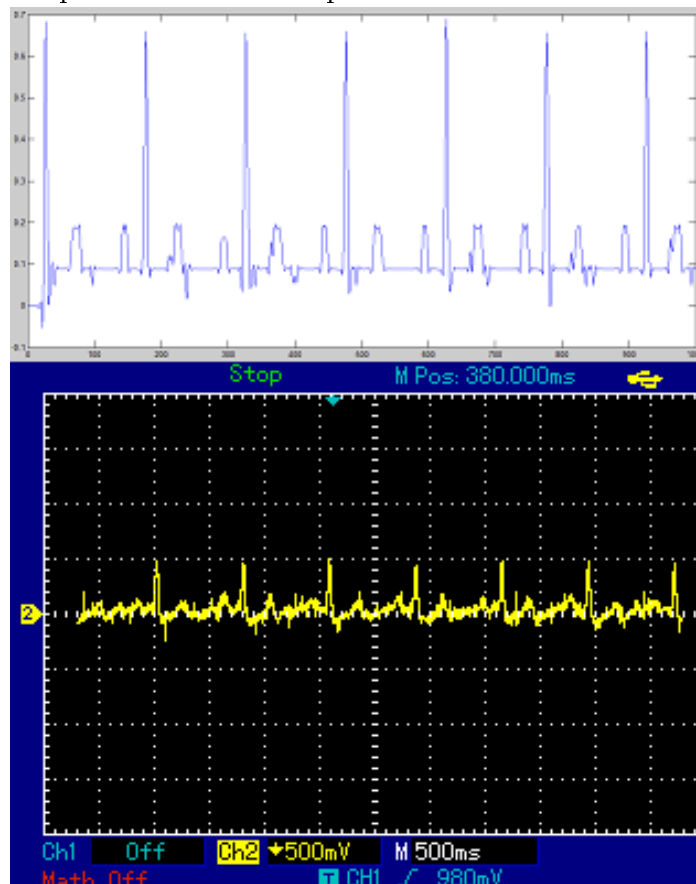


Figura 3.2: Segunda derivación bipolar de un sujeto sano a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

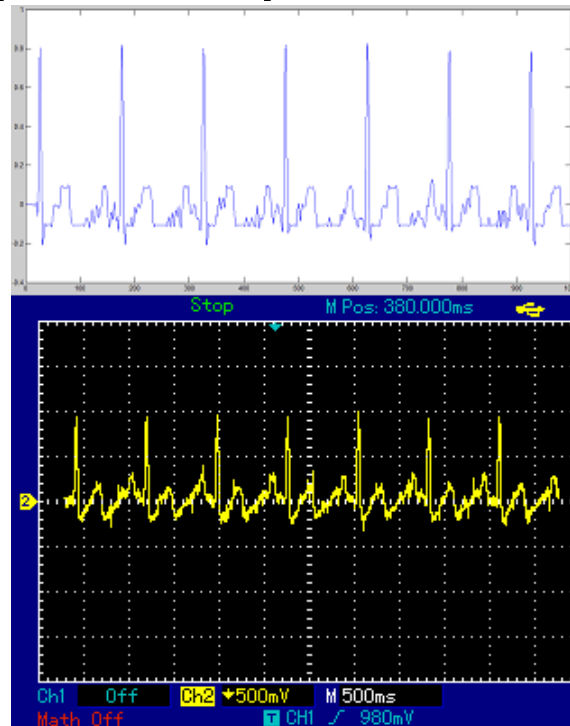


Figura 3.3: Tercera derivación bipolar de un sujeto sano a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

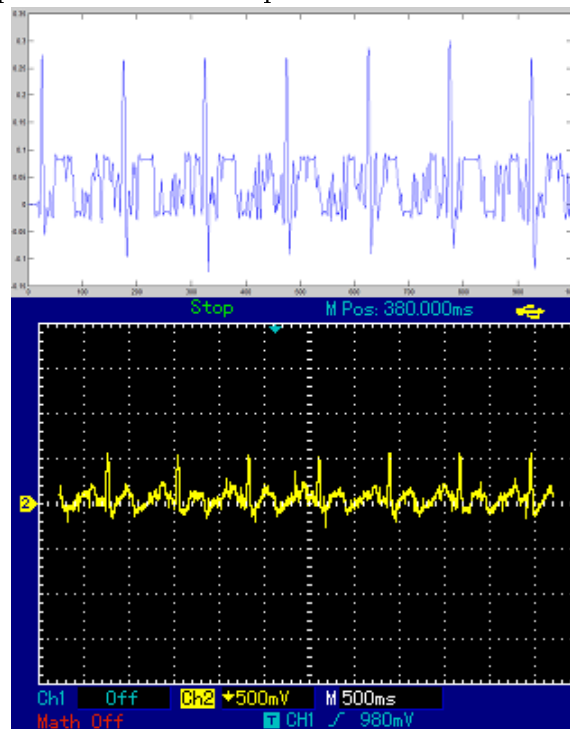


Figura 3.4: Primera derivación precordial de un sujeto sano a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

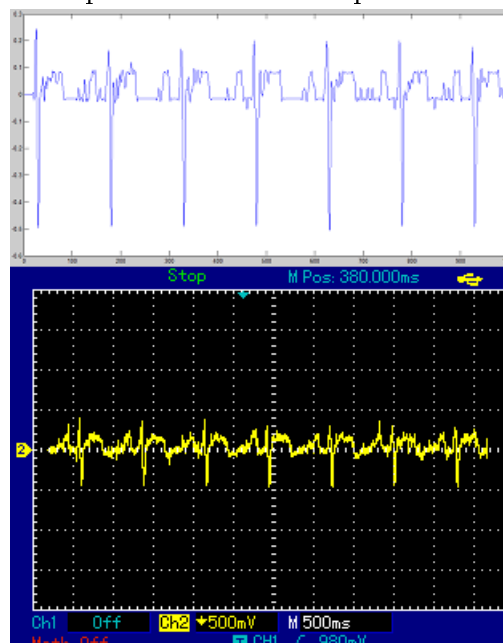


Figura 3.5: Segunda derivación precordial de un sujeto sano a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

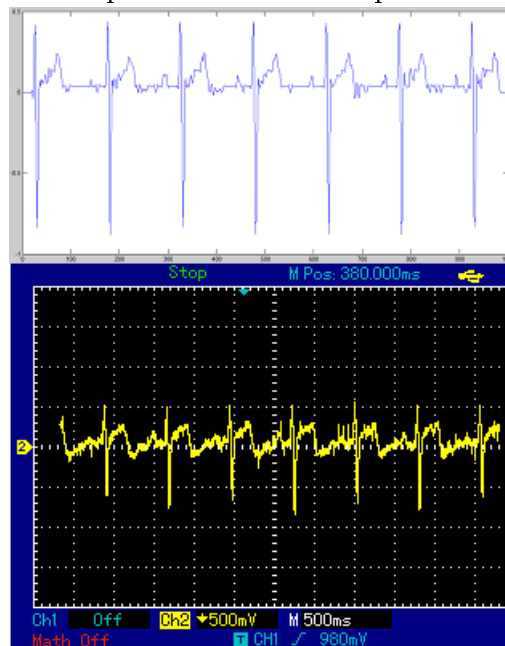


Figura 3.6: Tercera derivación precordial de un sujeto sano a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

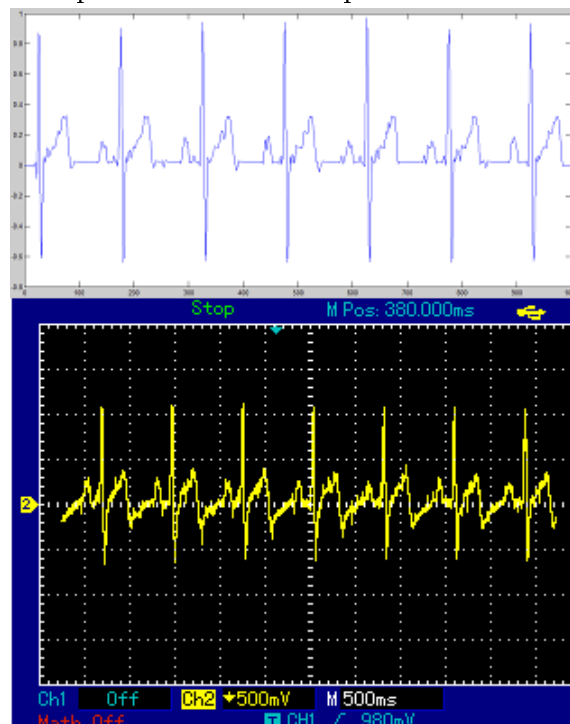


Figura 3.7: Cuarta derivación precordial de un sujeto sano a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

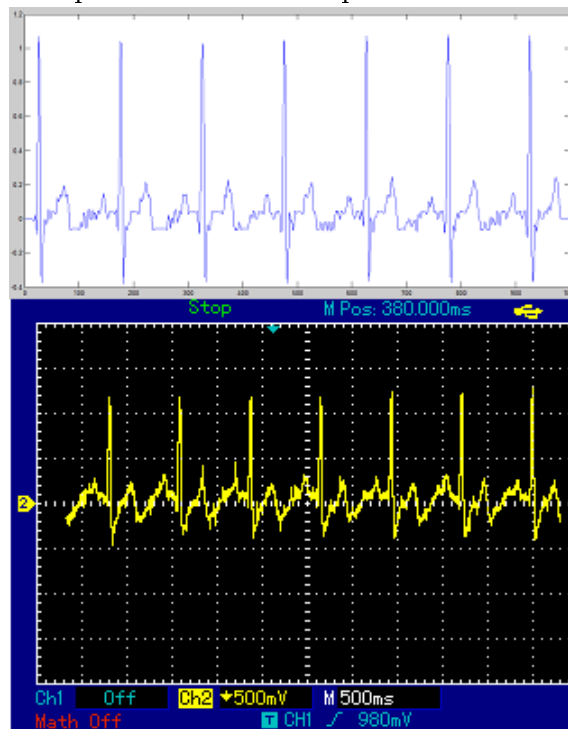


Figura 3.8: Quinta derivación precordial de un sujeto sano a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

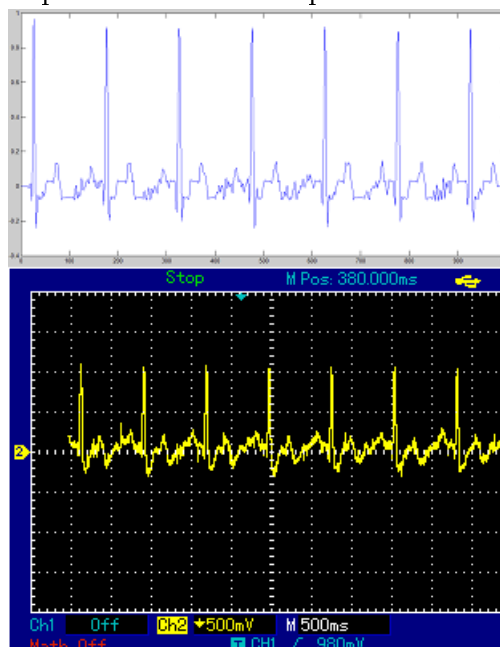


Figura 3.9: Sexta derivación precordial de un sujeto sano a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

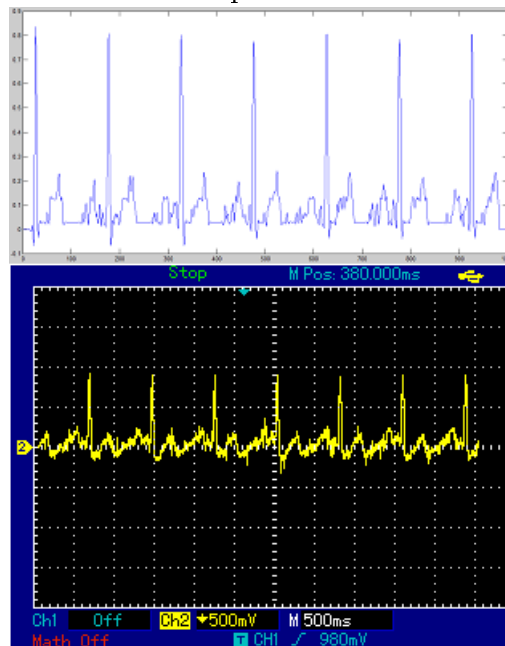


Figura 3.10: Segunda derivación bipolar de un paciente con Bloqueo de Rama Izquierda LBBB (*Left Bundle Branch Block*) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

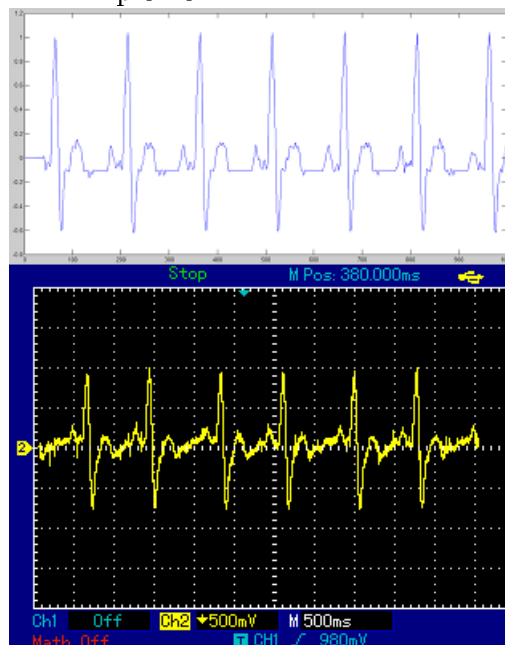


Figura 3.11: Primera derivación precordial de un paciente con Bloqueo de Rama Izquierda LBBB (*Left Bundle Branch Block*) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

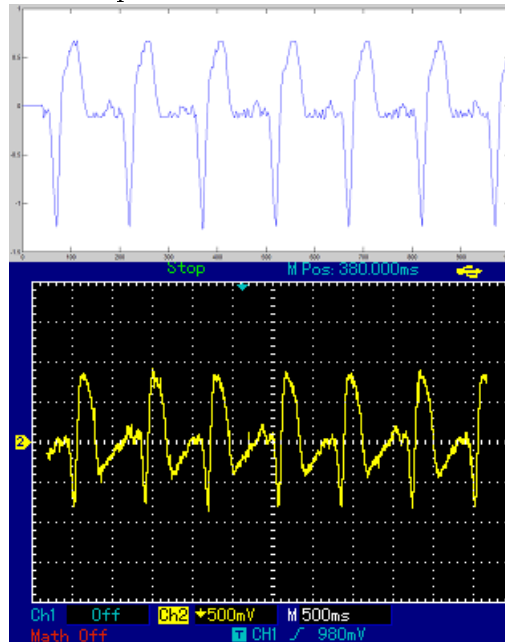


Figura 3.12: Segunda derivación bipolar de un paciente con Bloqueo Auriculoventricular de Segundo Grado (*Second Degree Heart Block Type 2*) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

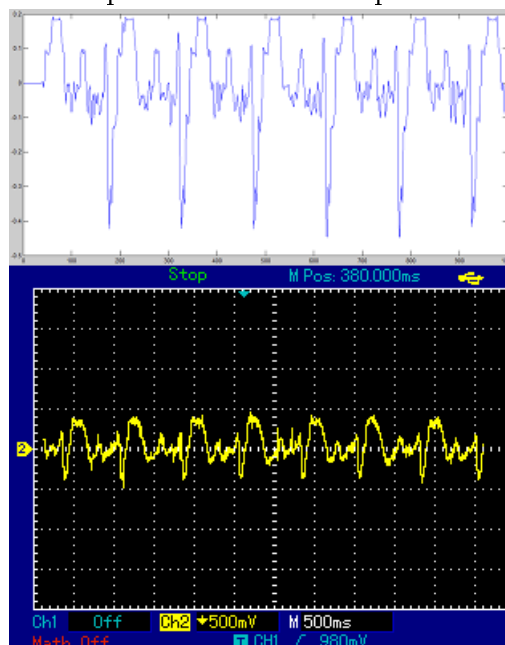


Figura 3.13: Primera derivación precordial de un paciente con Bloqueo Auriculoventricular de Segundo Grado (*Second Degree Heart Block Type 2*) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

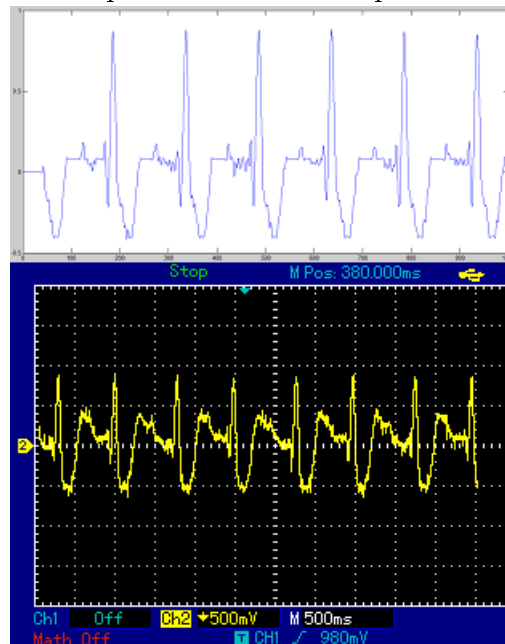


Figura 3.14: Segunda derivación bipolar de un paciente con bradicardia (30BPM) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

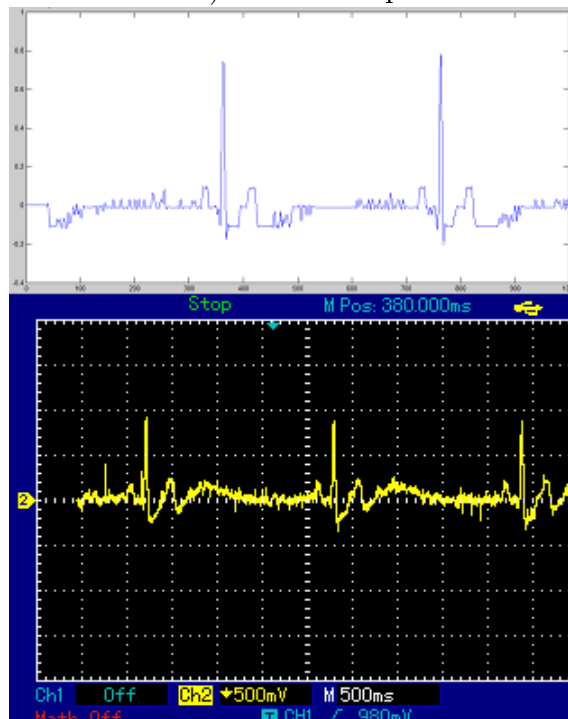


Figura 3.15: Primera derivación precordial de un paciente con bradicardia (30BPM)  
a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

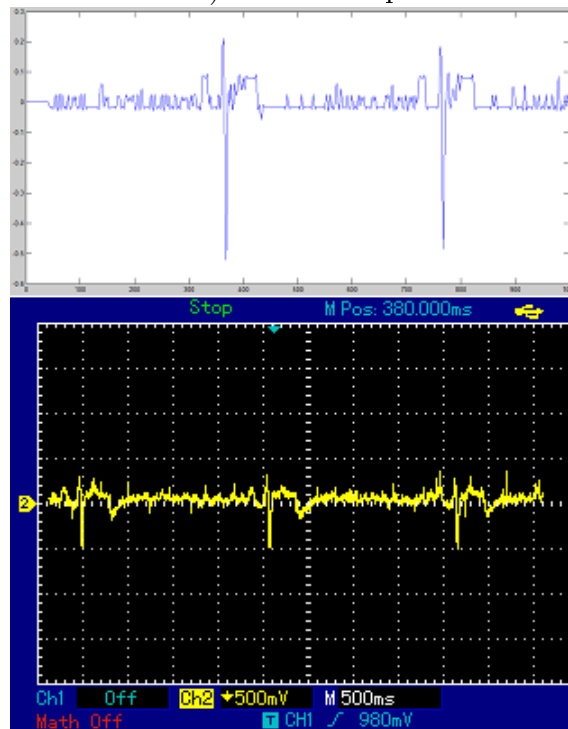


Figura 3.16: Segunda derivación bipolar de un paciente con taquicardia (120BPM)  
a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

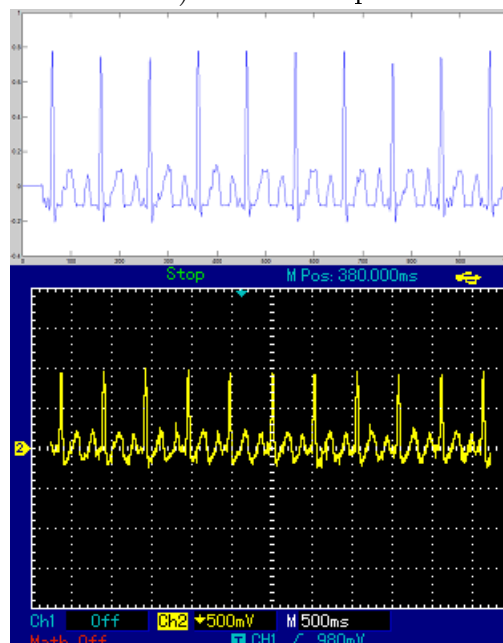


Figura 3.17: Primera derivación precordial de un paciente con taquicardia (120BPM) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

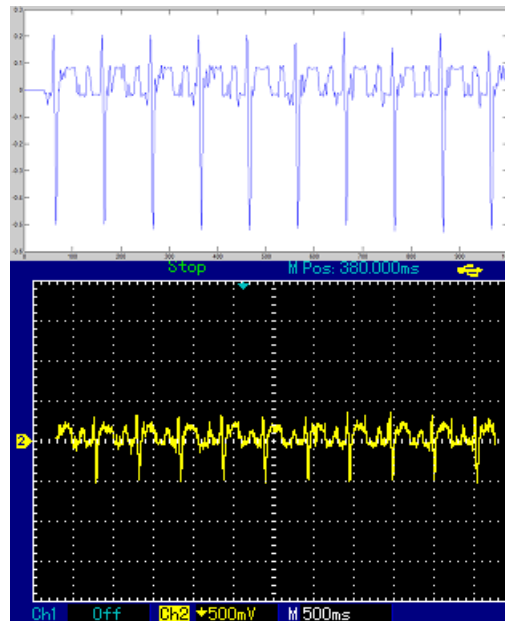


Figura 3.18: Segunda derivación bipolar de un paciente con fibrilación auricular 1 AF1 (*Atrial Fibrillation 1*) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

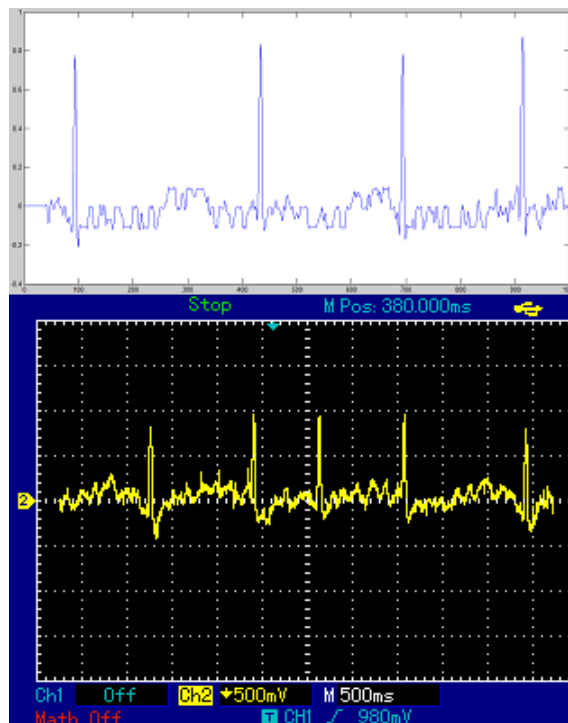


Figura 3.19: Primera derivación precordial de un paciente con fibrilación auricular 1 AF1 (*Atrial Fibrillation 1*) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

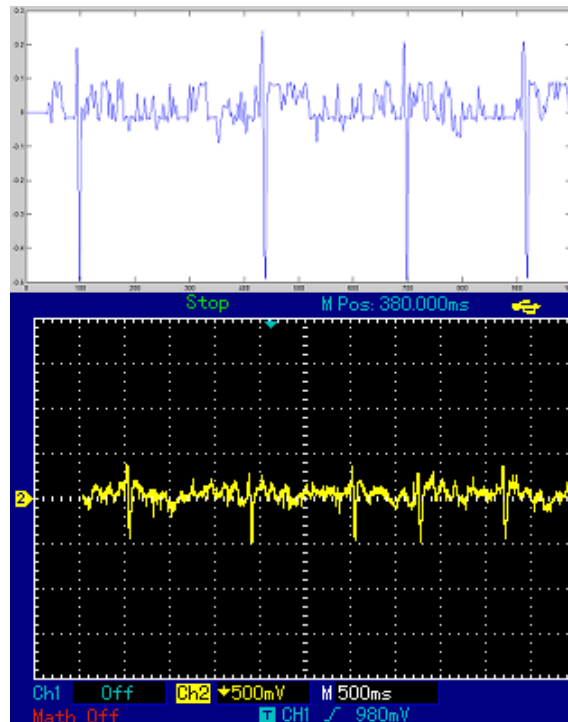


Figura 3.20: Segunda derivación bipolar de un paciente con aleteo auricular (*Atrial flutter*) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

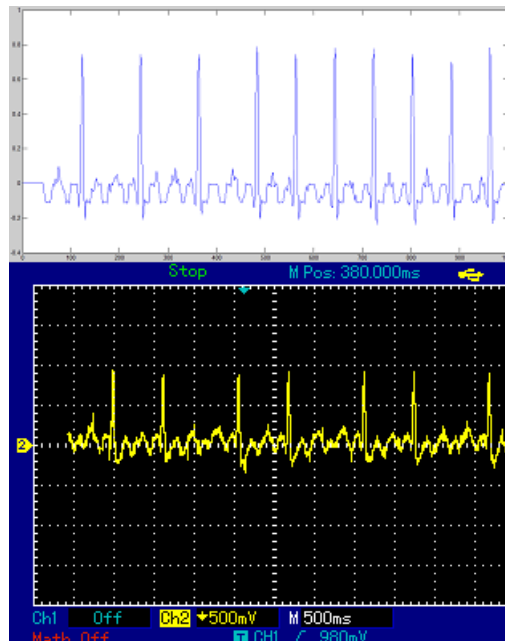


Figura 3.21: Primera derivación precordial de un paciente con aleteo auricular (*Atrial flutter*) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

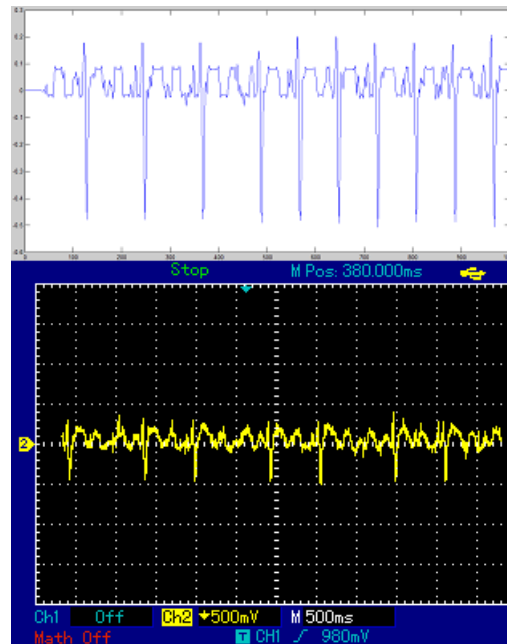


Figura 3.22: Segunda derivación bipolar de un paciente con bigeminismo a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

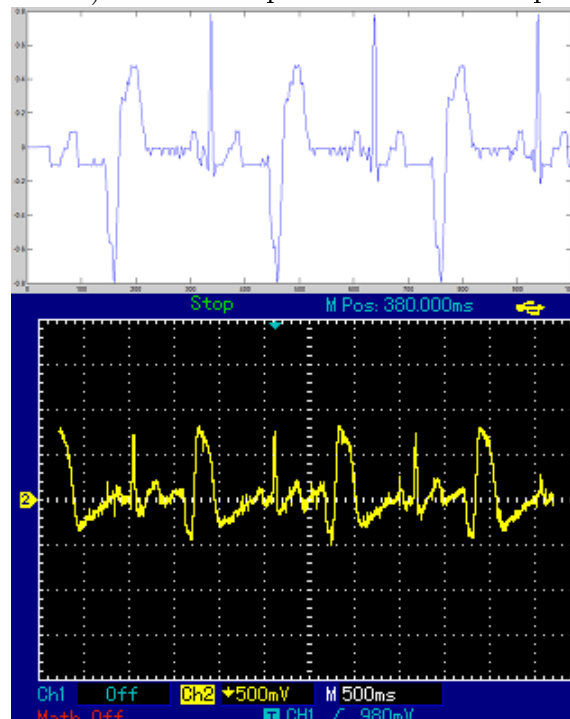


Figura 3.23: Primera derivación precordial de un paciente con bigeminismo a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

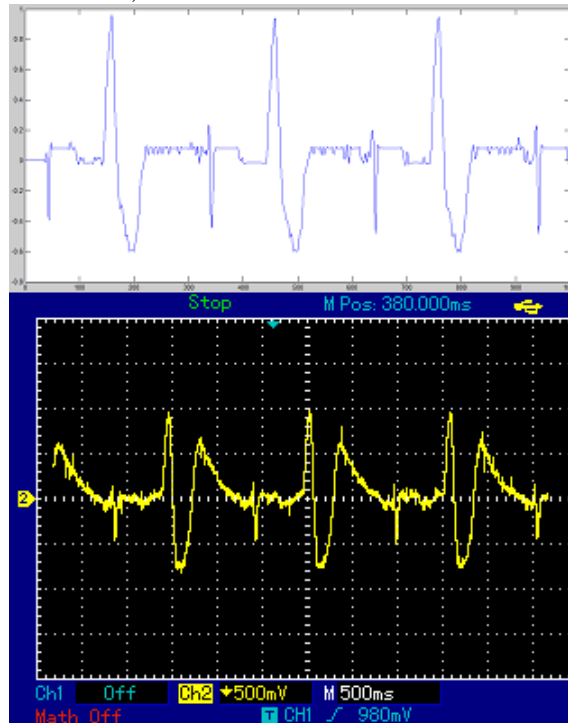


Figura 3.24: Segunda derivación bipolar de un paciente con contracción ventricular prematura multifocal (*Multifocal Premature Ventricular Contraction*) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

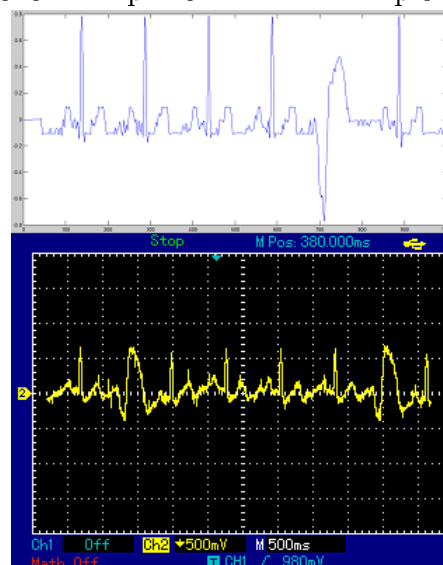


Figura 3.25: Primera derivación precordial de un paciente con contracción ventricular prematura multifocal (*Multifocal Premature Ventricular Contraction* ) a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

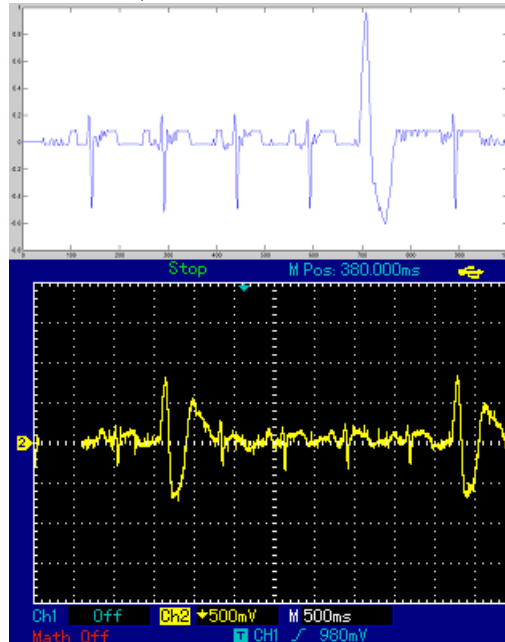


Figura 3.26: Segunda derivación bipolar de un paciente con trigeminismo a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

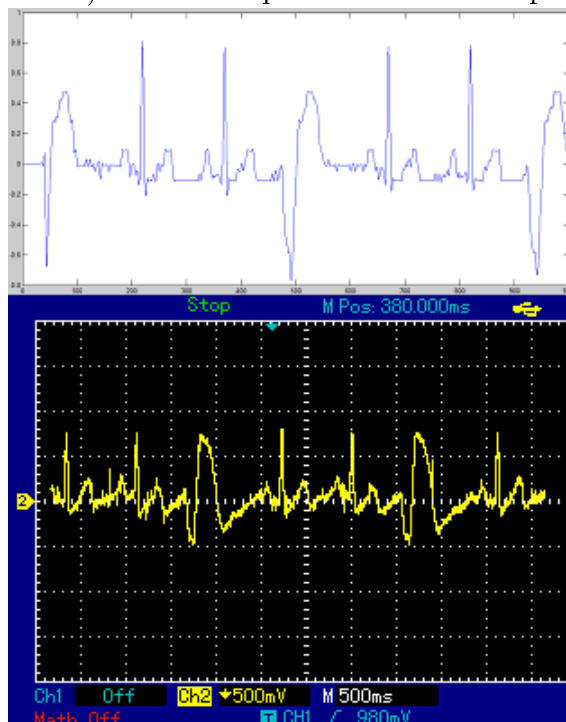


Figura 3.27: Primera derivación precordial de un paciente con trigeminismo a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

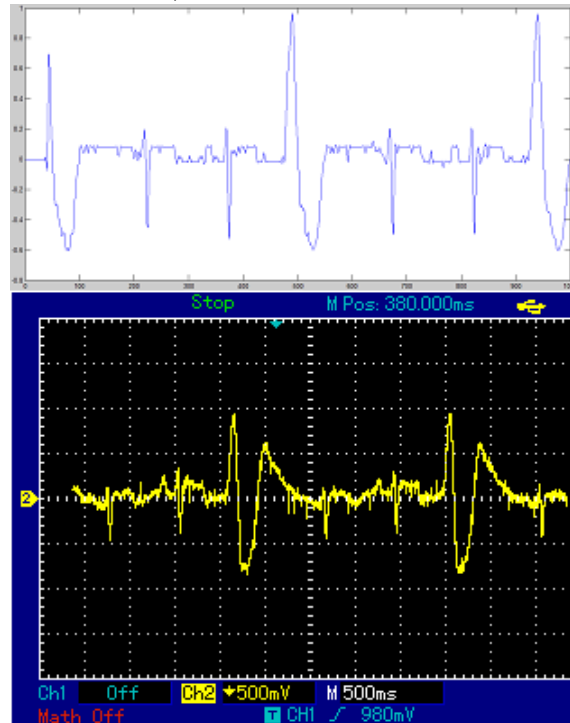


Figura 3.28: Segunda derivación bipolar de un paciente con fibrilación ventricular a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

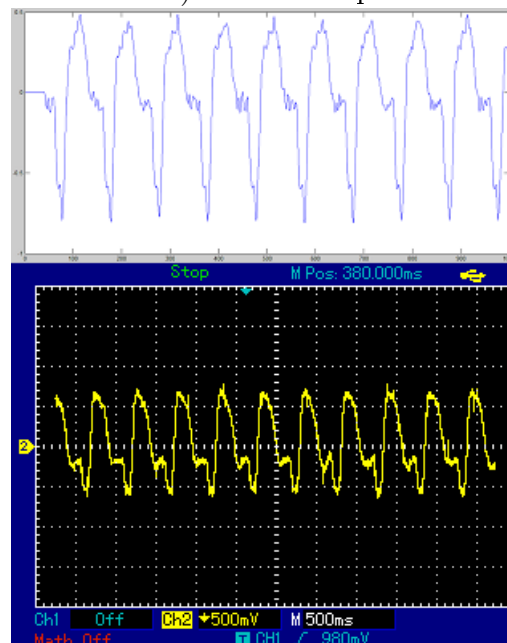


Figura 3.29: Primera derivación precordial de un paciente con fibrilación ventricular  
a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

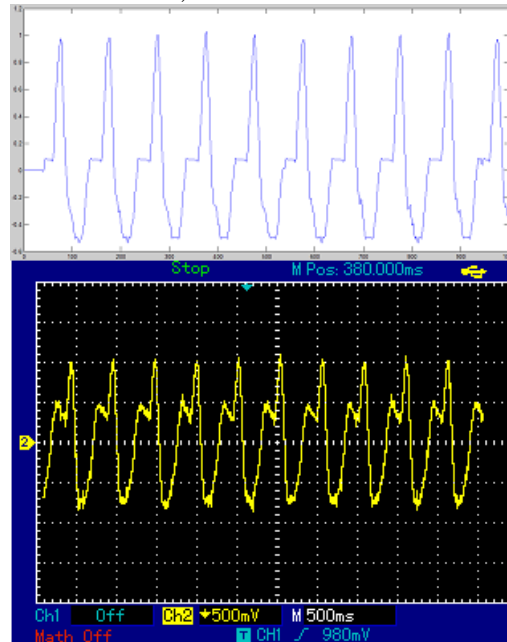


Figura 3.30: Segunda derivación bipolar de un paciente con taquicardia ventricular  
a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.

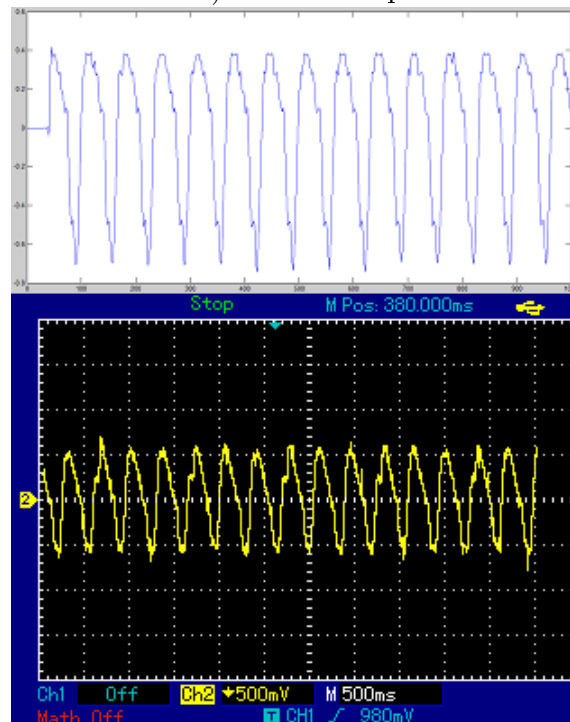
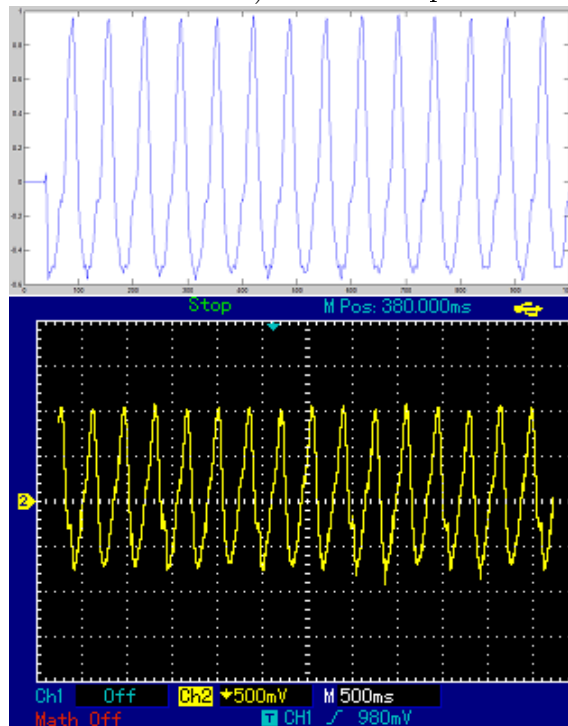


Figura 3.31: Primera derivación precordial de un paciente con taquicardia ventricular a) Adquiridas del simulador fluke b) Generadas por el simulador implementado.



## 3.2. Especificaciones técnicas

El simulador de paciente implementado tiene ciertas especificaciones técnicas que deben ser leídas por el usuario para lograr un uso adecuado del equipo. Además de esto puede evitar daños en el simulador por mal uso. Las especificaciones técnicas se pueden observar en la figura 3.2.

Figura 3.32: Especificaciones técnicas del simulador de paciente implementado.

Tensión de entrada	120V AC	60Hz	0.2A
Polarización del circuito	+/- 5V	80mA	
Tensión de salida	5mVp para la segunda derivación bipolar.		
Señales generadas	El equipo simula doce derivaciones cardiacas con nueve salidas independientes referidas a RL (Pierna Derecha).		
Patologías simuladas	Se puede simular Bradicardia (30 ppm), sujeto sano (80 ppm), taquicardia (120 ppm), af1 (Fibrilación auricular 1), aflt (Aleteo Auricular, mf1 (Contracción Ventricular Prematura Multifocal), 2b2 (Bloqueo Auriculoventricular de segundo grado), lbbb (Bloqueo de Rama Izquierda), Bigeminismo, Trigemismo, Fibrilación ventricular y taquicardia ventricular.		
Dimensiones	Alto: 22cm	Ancho: 34cm	Alto: 5cm Peso: 1Kg
Componentes	LCD 2x16	Teclado matricial 4x3	Tarjeta de desarrollo Hércules RM46L852

## 3.3. Resumen de gastos

En el plan de proyecto se había pasado un presupuesto estimado de los gastos que se gastarían durante el proyecto. En la figura 3.3 se puede ver una tabla de gastos.

Hay que tener en cuenta que muchos gastos que se incluyeron en el plan no se tuvieron en cuenta acá porque se pudieron obtener sin necesidad de gastar dinero como fue el caso de recursos electrónicos, recursos humanos, entre otros.

Figura 3.33: Tabla de gastos del simulador de paciente implementado.

<b>CONCEPTO</b>	<b>VALOR</b>
Circuitos impresos	\$400.000
Componentes electrónicos	\$200.000
Tarjeta de desarrollo Hercules RM46	\$170.000
Diseño de carcasa para equipo	\$400.000
Otros	\$150.000
<b>TOTAL</b>	<b>\$1'320.000</b>

# Capítulo 4

## Conclusiones

Al tomar las señales del simulador se hizo una comparación entre las opciones de filtrado disponibles (Analógicos y digitales), y se obtuvo que la mejor forma es usar analógicos y digitales para lograr un filtrado más eficaz. En cuanto al filtrado digital se utilizó un filtro FIR con 29 *laps*, porque al hacer filtrado en tiempo real este es más efectivo que un filtro IIR.

Otro aspecto es el método de atenuación que se utilizó. La atenuación no se pudo realizar en software debido a que era necesario restringir la variación del ciclo útil a un rango muy pequeño, por lo que producía una deformación en la señal y no era posible observarla adecuadamente. Se optó por realizarlo en hardware usando dos amplificadores operacionales conectados como inversores, porque era la opción que menos ruido introducía a la señal permitiendo recuperarla, pero aumentando el tamaño del diseño.

Ahora en la parte de la tarjetas de desarrollo, se puede agregar que estas no incluyen entre sus periféricos conversores digital-Analógico (DAC), pero esto puede solucionarse con la opción de usar los módulos de PWM para emular esta función, agregando solo unos cuantos componentes adicionales lo que también es un ahorro de pines de salida del microcontrolador a comparación de conectar un DAC paralelo o un ahorro de procesamiento de datos en software a comparación de un DAC serial.

También al realizar la generación de señales se tiene solo niveles de tensión positivas y entre  $0V$  y  $3,3V$  que son los niveles que manejan los GPIO del microcontrolador lo que tuvo como solución la implementación de un filtro de  $0,5$  Hz para la eliminación del nivel de DC de la señal generada y un inversor para la atenuación a los niveles de tensión que se obtienen de un paciente real.

Finalmente, la señal producida por el simulador tiene un voltaje pico de  $5mV$ , por lo que el ruido no permitía tomar la señal directamente. Esta fue la razón por la que fue necesario implementar diez canales de electrocardiografía para tomar las derivaciones amplificadas, ya que de esta manera si fue posible muestrear las señales para luego reconstruir la de las extremidades y las precordiales a partir de estas.

## Capítulo 5

# Recomendaciones y trabajo futuro

Para futuros trabajos en esta área, se puede pensar en implementar un equipo que no solo simule señales cardíacas de un sujeto sano algunas patologías, sino que también simule señales de otras áreas del cuerpo humano. En otras palabras, se podría pensar en la implementación de un simulador multiparámetros. Para esto habría que realizar algunas mejoras en los componentes utilizados y rediseñar algunos aspectos de este trabajo.

También hay que aclarar que una persona que tiene taquicardia no tiene la misma señal cardíaca que otra persona que sufra de esta misma enfermedad, por lo que también se podría pensar en diseñar un simulador de paciente de electrocardiografía que cuando simule una enfermedad o inclusive la señal de un sujeto sano, no siempre genere la misma señal sino que genere otra que también clasifique en esa categoría pero sea diferente.

Por ejemplo, para implementar un simulador multiparámetro se requiere un banco de memoria adicional, o una tarjeta de desarrollo con opción de aumentar la memoria RAM, ya que los datos a almacenar serían más. También se debería hacer una investigación en los demás parámetros del cuerpo humano que se pudieran simular y si se desarrolla el mismo método de interpolación de datos previamente almacenados en memoria, se debe buscar un equipo patrón que cumpla los requisitos demandados por el diseño.

Además de la producción de este equipo con fin académico en la Universidad Industrial de Santander, se podría pensar en una comercialización del producto a demás universidades de Santander y Colombia, que requieran un equipo de estas características para estudios en el campo de ingeniería biomédica. Si se llegara a

realizar esto, también demandaría la redacción de un manual para el usuario y de una marca registrada por efectos legales.

# Bibliografía

- [1] Alter, D. M. (2008). TMS320F280x Digital Signal Controller. (September).
- [2] ANGULO USATEGUI, JOSE MARIA; ROMERO YESA, SUSANA; ANGULO MARTINEZ, I. (1999). *MICROCONTROLADORES: DISEÑO PRACTICO DE APLICACIONES*. MCGRAY-HILL, Madrid, España, i edition.
- [3] FERNANDO E. VALDES PEREZ, R. P. A. (2007). *MICROCONTROLADORES : FUNDAMENTOS Y APLICACIONES CON PIC*. 1 edition.
- [4] Ferrero, J. M., Saiz, J., and Arnau, A. (1994). *BIOELECTRÓNICA Señales Bioeléctricas*. Universidad Politécnica de Valencia, 1 edition.
- [5] FLOYD, T. L. (2000). *Fundamentos de Sistemas Digitales*. PRENTICE-HALL, Madrid, España.
- [6] Instruments, T. (2013). Tiva™ C Series TM4C123G LaunchPad Evaluation Board.
- [7] Iturralde, P. (1997). *ARRITMIAS CARDIACAS*. Mc Graw Hill, Mexico D.F, 1 edition.
- [8] Michalek, P. (2006). *An Authentic ECG simulator*. University of Central Florida, Orlando, Florida, 1 edition.
- [9] Millman, J. and Halkias, C. (1972). *INTEGRATED ELECTRONICS: ANALOG AND DIGITAL CIRCUITS AND SYSTEMS*. MCGRAY-HILL, New York.
- [10] NASOR, M. (2006). A Microcontroller-Based Precision ECG Signal Generator. 1:6.
- [11] Northrop, R. B. (2002). *NONINVASIVE INSTRUMENTATION AND MEASUREMENT IN MEDICAL DIAGNOSIS*. CRC, New york, 1 edition.
- [12] Papouliès, A. and Bertran, M. (1979). *SISTEMAS Y CIRCUITOS : DIGITALES Y ANALÓGICOS*. MARCOMBO, Barcelona, España.

- [13] Pineda, N. (2007). DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SIMULADOR DE FUNCIONES CARDÍACAS. *Ing. Biomédica*, page 32.
- [14] TOCCI, RONALD J.; WIDMER, NEAL S.; MOSS, G. L. (2007). *SISTEMAS DIGITALES: PRINCIPIOS Y APLICACIONES*. PEARSON EDUCACIÓN, Mexico D.F.
- [15] Villamizar, G. and Pérez, J. (1999). *Generador de arritmias cardiacas. Diseño y construcción*. Proyecto de grado Universidad Industrial de Santander, Bucaramanga.
- [16] WILCHES ZUNIGA, MAURICIO, E. (1991). *BIOINGENIERÍA*. Universidad de Antioquia, Medellín, Colombia.