



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

“Diseño y Construcción de un Holter de EKG con memoria SD”

INFORME DE MATERIA DE GRADUACIÓN

PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES

AUTORES:

JEFFERSON ALEXIS CUNALATA SOLEDISPA

LEONARDO RENÉ HERNÁNDEZ MENDOZA

GUAYAQUIL - ECUADOR

2015

AGRADECIMIENTO

A todas las personas que contribuyeron en la realización de este trabajo, en especial al Ing. Miguel Yapur, por sus consejos y conocimientos impartidos, además de su dedicación y sacrificio.

DEDICATORIA

A mi mamá, el pilar fundamental de mi vida, que con sus consejos y enseñanzas forjo en mí todo lo necesario para alcanzar esta meta.

A mi papá que partió hacia el cielo cuando yo era muy joven, él es y será siempre motivo de inspiración en mi vida.

A mis hermanos que siguen mis pasos y que me motivan a salir adelante.

A toda mi familia por su cariño y apoyo incondicional.

Jefferson Cunalata Soledispa

DEDICATORIA

A mis padres, por su amor incondicional y sacrificio, por siempre confiar en mí e impulsarme para conseguir mis metas.

A mis hermanos que con sus locuras y ocurrencias alegran mi vida.

A Pilucha, que siempre me ha apoyado y ha sido como una madre para mí.


Leonardo Hernández Mendoza

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN



MSc. Miguel Yapur Auad

PROFESOR DE LA MATERIA DE GRADUACIÓN



MSc. Holger Cevallos Ulloa

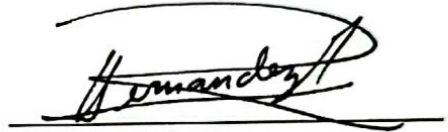
PROFESOR DELEGADO POR LA UNIDAD ACADÉMICA

DECLARACIÓN EXPRESA

La responsabilidad del contenido de este Informe de materia de graduación, nos corresponden exclusivamente; y el patrimonio intelectual de la misma a la ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL.



Jefferson Cunalata Soledispa



Leonardo Hernández Mendoza

RESUMEN

En este trabajo se describe el diseño y construcción de un Holter de EKG, el cual permite obtener las señales cardíacas de un paciente (electrocardiograma) y almacenarlas en un dispositivo de memoria SD, durante un tiempo relativamente largo, con el afán de permitirle hacer sus tareas diarias mientras el dispositivo realiza su objetivo.

Además de esto, las señales almacenadas en la memoria serán tratadas mediante un software, para ser mostradas en una computadora para que un médico especialista las estudie y pueda emitir un diagnóstico.

ÍNDICE GENERAL

	Pág.
RESUMEN.....	I
ÍNDICE GENERAL.....	II
ABREVIATURAS.....	III
SIMBOLOGÍA.....	IV
ÍNDICE DE FIGURAS.....	V
ÍNDICE DE TABLAS.....	VI
INTRODUCCIÓN.....	VII
CAPÍTULO 1	
CONCEPTOS FUNDAMENTALES.....	1
1.1 Potenciales bioeléctricos	1
1.1.1 Potencial de reposo.....	2
1.1.2 Potencial de acción	3
1.2 Funcionamiento eléctrico del corazón.....	4
1.3 Electrocardiografía (EKG).....	5
1.4 El monitor Holter	6

CAPÍTULO 2

DESCRIPCIÓN DEL CIRCUITO ANALÓGICO.....	8
2.1 Diagrama de bloques del circuito analógico	8
2.2 Buffer con pre-filtro	10
2.3 Amplificador de instrumentación.....	11
2.4 Removedor de corrimiento de la línea base	13
2.5 Retroalimentación de la pierna derecha	15
2.6 Filtro pasa-altos	16
2.7 Amplificador	17
2.8 Filtro pasa-bajos	19
2.9 Filtro rechaza-banda.....	21
2.10 Acoplamiento DAC	24

CAPÍTULO 3

DESCRIPCIÓN DE LA ETAPA DIGITAL	25
3.1 Requerimientos del sistema digital	25
3.2 Diagrama de bloques y tiempo del Sistema digital	28
3.2.1 Diagrama de bloques	28
3.2.2 Diagrama de tiempo	29
3.3 Descripción y funcionamiento de las etapas.....	30
3.3.1 Digitalización de la señal cardíaca	30
3.3.2 Comunicación entre Arduino Pro Mini A y Arduino Pro Mini B ..	31
3.3.3 Escritura en la memoria SD	32
3.3.4 Visualización de datos en la pantalla LCD Nokia	34
3.3.5 Descripción final del sistema multiprocesos.....	34

CAPÍTULO 4

PRUEBAS EXPERIMENTALES Y RESULTADOS	36
4.1 Procedimiento para el uso del prototipo Holter de EKG	37
4.1.1 Colocación de Electroodos.....	37
4.1.2 Operación del prototipo Holter de EKG	38
4.2 Pruebas experimentales	39
4.2.1 Prueba sin etapa de realimentación de pierna derecha	39
4.2.2 Prueba con etapa de realimentación de pierna derecha	41
4.2.3 Prueba sin removedor de corrimiento de la línea base	43
4.2.4 Prueba con removedor de corrimiento de la línea base	45
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	47
ANEXO A: Código fuente Arduino Pro Mini A	52
ANEXO B: Código fuente Arduino Pro Mini B	53
ANEXO C: Esquemático del circuito analógico.....	59
ANEXO D: Esquemático del circuito digital.....	60
ANEXO E: PCB del circuito analógico	61
E.1 Capa superior de la tarjeta del circuito analógico	61
E.2 Capa inferior de la tarjeta del circuito analógico	62
E.3 Capa de etiquetado superior de la tarjeta del circuito analógico.....	63
E.4 PCB final del circuito analógico	64
ANEXO F: PCB del circuito digital	65
F.1 Capa inferior de la tarjeta del circuito digital	65
F.2 Capa de etiquetado superior de la tarjeta del circuito digital.....	66
F.3 PCB final del circuito digital	66
ANEXO G: Esquema interno del INA129.....	67
ANEXO H: Manual de usuario del EKG Viewer	68

ABREVIATURAS

EKG	Electrocardiografía
DC	Corriente continua
DAC	Conversión de analógico a digital
RA	Brazo derecho
LA	Brazo izquierdo
RL	Pierna derecha
LL	Pierna izquierda
BPM	Latidos por minuto

SIMBOLOGÍA

R	Resistencia
C	Capacitor
Hz	Hertz
mV	Milivoltios
ms	Milisegundos
V	Voltios
dB	Decibeles
n	Nano
u	Micro
K	Kilo
M	Mega
Ω	Ohmios
f_c	Frecuencia de corte
f_o	Frecuencia de rechazo

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Diagrama de bloques del circuito analógico.....	9
Figura 2.2. Circuito buffer con pre-filtro.....	10
Figura 2.3. Circuito amplificador de instrumentación.....	12
Figura 2.4. Circuito removedor de corrimiento de la línea base.....	14
Figura 2.5 Circuito de retroalimentación de la pierna derecha.....	15
Figura 2.6 Circuito del filtro pasa-altos.....	16
Figura 2.7. Respuesta en frecuencia del filtro pasa-altos.....	17
Figura 2.8. Circuito amplificador.....	18
Figura 2.9 Circuito del filtro pasa-bajos.....	20
Figura 2.10 Respuesta en frecuencia del filtro pasa-bajos.....	21
Figura 2.11 Circuito del filtro rechaza-banda.....	22
Figura 2.12. Respuesta en frecuencia del filtro rechaza-banda.....	23
Figura 2.13. Respuesta en frecuencia del circuito analógico.....	23
Figura 2.14. Circuito acoplamiento DAC.....	24
Figura 3.1 Diagrama de bloques de la etapa digital.....	28
Figura 3.2. Diagrama de tiempo de la etapa digital.....	29

Figura 3.3 Archivo de grabación de una señal cuadrada de amplitud de 5V y frecuencia de 20Hz.....	33
Figura 4.1 Jumper de desactivación de etapa realimentación pierna Derecha.....	39
Figura 4.2 Forma de onda D2 sin retroalimentación pierna derecha.....	40
Figura 4.3 Análisis espectral de D2 sin retroalimentación pierna derecha....	40
Figura 4.4 Jumper de activación de etapa realimentación pierna derecha.....	41
Figura 4.5 Forma de onda D2 con retroalimentación de pierna derecha.....	42
Figura 4.6 Análisis espectral D2 con retroalimentación pierna derecha.....	42
Figura 4.7. Jumper de desactivación de etapa removedor de corrimiento de la línea base.....	43
Figura 4.8. Forma de onda de D2 sin removedor de corrimiento de la línea base.....	44
Figura 4.9. Jumper de activación de etapa removedor de corrimiento de la línea base.....	45
Figura 4.10 Forma de onda de D2 con removedor de corrimiento de la línea base.....	46

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1 Comparación de características de las familias de microcontroladores Atmel y Microchip.....	26
Tabla 4.1 Protocolo para la obtención de señales del paciente.....	37

INTRODUCCIÓN

Dentro del presente trabajo, el primer capítulo se inicia tratando los conceptos básicos que permitieron el desarrollo de este equipo. Luego, se da un enfoque hacia la parte ingenieril para tratar los temas de diseño y optimización del equipo. En el capítulo 2 se detalla la etapa analógica que básicamente es el núcleo de este trabajo, ya que en ésta se mostrarán los diseños de filtros y las etapas de amplificadores que se emplean para poder obtener la señal cardiaca. En el siguiente capítulo se hace un cambio hacia un enfoque digital, en donde se tratará la señal analógica previamente obtenida para poder llevarla del mundo continuo al discreto, con el afán de emplear el poder computacional de los microcontroladores y así lograr almacenar la señal en un archivo de datos.

En el último capítulo se mostrará la forma correcta de emplear el equipo una vez finalizada su construcción; además, se describirán las distintas pruebas que se ejercieron en el mismo y los resultados obtenidos a lo largo de éstas. Este trabajo finaliza detallando las conclusiones y recomendaciones correspondientes.

CAPÍTULO 1

CONCEPTOS FUNDAMENTALES

En el presente capítulo se incluyen criterios importantes acerca de los potenciales bioeléctricos, el funcionamiento eléctrico del corazón, la electrocardiografía y el monitor Holter.

1.1 Potenciales bioeléctricos

Los seres vivos están formados por células, las que contienen iones como el cloro, sodio, potasio, etc. Gracias a estos iones es posible hablar acerca de cargas eléctricas en el interior del cuerpo humano, las mismas que generan lo que se denomina un potencial bioeléctrico

[1]. Además, se puede decir que una célula contiene un medio interno, una membrana con permeabilidad selectiva y un medio externo; el hecho de que existan distintas concentraciones de iones en el interior y el exterior de la célula genera una diferencia de potencial bioeléctrico [1][2].

Si se considera que la membrana permite el paso de sustancias, entonces se puede decir que existe un flujo de iones que genera una corriente iónica y con esto la transmisión de información dentro del cuerpo humano [1].

1.1.1 Potencial de reposo

El potencial de reposo se refiere en realidad a la diferencia de potencial eléctrico existente entre el interior y el exterior de la célula, cuando la misma se encuentra en estado de reposo [3]. El exterior de la membrana celular se encuentra cargado positivamente debido a que posee altas concentraciones del ión sodio [3]. Por otra parte, el interior de la célula contiene una mayor concentración de iones potasio y cloruro, además de grupos infusibles cargados negativamente [3], por lo que la diferencia de potencial se encuentra entre -70mV y -90mV tomando como referencia el punto externo de la célula [3].

Durante el estado de reposo, a través de la membrana celular se produce una gran salida de potasio y una pequeña entrada de sodio, lo que genera un potencial negativo en el interior de la célula [4]. Además, existe un proceso denominado bomba de sodio que se encarga de mantener el potencial de reposo, transportando tres iones de sodio hacia el exterior de la célula y dos iones de potasio hacia el interior de la misma [4] [5].

1.1.2 Potencial de acción

Las neuronas y las células musculares presentan potenciales de acción debido a que son las únicas células excitables [5]. Si una célula excitable capta un estímulo que sobrepasa el umbral de excitación, se genera un impulso nervioso de amplitud máxima y con esto se desencadena el potencial de acción [4].

Seguido del estímulo comienza la despolarización, en donde ingresa gran cantidad de sodio hacia el interior de la célula, de modo que la diferencia de potencial en la misma invierte su polaridad hasta alcanzar el potencial de acción; dicho potencial se da aproximadamente a los +35mV [4]. Finalmente, alcanzado el potencial de acción comienza la

repolarización en donde el potasio sale expulsado de la célula, haciendo que la diferencia de potencial vuelva a su estado de reposo a -90mV [4].

1.2 Funcionamiento eléctrico del corazón

Se puede describir de forma muy simple al corazón como una bomba mecánica con un control eléctrico. Este control eléctrico coordina la contracción de las aurículas y de los ventrículos para enviar el flujo de sangre que circula por el sistema circulatorio [6].

El proceso se inicia en el nódulo sinusal o nódulo SA que funciona como el marcapasos natural del corazón [7]. Desde este punto el estímulo se transmite hacia el nódulo atrioventricular o nódulo AV generando una contracción auricular que expulsa la sangre hacia los ventrículos [7]. El nódulo AV genera un retraso antes de propagar la excitación hacia el haz de His, dicho retraso permite que los ventrículos se llenen de forma óptima [7].

El haz de His se divide para propagar el estímulo a los dos ventrículos, dichas divisiones se ramifican formando una compleja red de fibras conductoras llamadas las fibras de Purkinje [7]. Cuando

el estímulo atraviesa estas fibras se genera la contracción ventricular permitiendo que la sangre salga expulsada hacia el cuerpo.

1.3 Electrocardiografía (EKG)

La electrocardiografía (EKG) consiste en la medición de la actividad eléctrica del corazón [8]. Para poder realizar dicha medición es necesario adquirir las señales provenientes del sistema eléctrico del corazón; esto es posible por medio de electrodos, los cuales son dispositivos que permiten convertir las corrientes iónicas en corrientes electrónicas y viceversa, para de esta forma lograr procesarlas en un equipo llamado electrocardiógrafo.

Las derivaciones electrocardiográficas son arreglos circuitales convencionales para registrar los potenciales eléctricos del corazón de una forma indirecta o derivada [9]. Existen doce derivaciones: tres bipolares conocidas como D1, D2 y D3; tres unipolares denominadas aVR, aVL y aVF; y seis precordiales llamadas V1, V2, V3, V4, V5, V6 [10]. Cada derivación representa una exploración del corazón vista desde un punto diferente [9].

Las derivaciones bipolares recogen la diferencia de potencial entre dos extremidades y son una representación del corazón en el plano coronal [9]. D1 es la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo menos el brazo derecho; D2 es la diferencia de potencial entre la pierna izquierda menos el brazo derecho y D3 es la diferencia de potencial entre la pierna izquierda menos el brazo izquierdo.

Las derivaciones unipolares miden la diferencia de potencial de una extremidad con respecto a un punto nulo en que la actividad cardiaca no varía significativamente y son una representación del corazón también en el plano coronal [9]. El brazo izquierdo se representa por aVL, el brazo derecho por aVR y la pierna izquierda por aVF.

Las derivaciones precordiales se miden en el tórax con referencia a un punto llamado terminal central de Wilson, donde la actividad eléctrica del corazón no varía significativamente y son una representación del corazón en el plano axial [7].

1.4 El monitor Holter

El Holter es un instrumento médico que es utilizado para registrar la actividad eléctrica del corazón por un tiempo prolongado [10]. El paciente lo lleva puesto mientras realiza sus actividades normales de rutina por un tiempo de 24 o 48 horas [10].

Durante la realización del examen el paciente puede continuar con sus actividades normales; sin embargo, se recomienda evitar ciertas fuentes conocidas de ruido como áreas de alto voltaje, mantas eléctricas, detectores de metales o imanes, ya que pueden alterar los resultados del monitoreo [10].

Este examen es de gran utilidad para el médico cuando se presentan ciertas situaciones determinadas: Desmayos, palpitaciones o infartos [11]. También es de suma utilidad en el estudio de arritmias, miocardiopatías y en la evaluación de la efectividad de fármacos [11].

CAPÍTULO 2

DESCRIPCIÓN DEL CIRCUITO ANALÓGICO

A continuación se detalla el circuito analógico utilizado para el procesamiento de la señal cardíaca. En primer lugar, se presenta el diagrama de bloques correspondiente a dicho circuito, para en los subcapítulos siguientes profundizar en la descripción de cada una de las etapas.

2.1 Diagrama de bloques del circuito analógico

En la figura 2.1 se observa el diagrama de bloques del circuito analógico, el cual describe todo el proceso que debe aplicarse a la

señal cardiaca proveniente del paciente con el fin de obtener la derivación cardiaca D2.

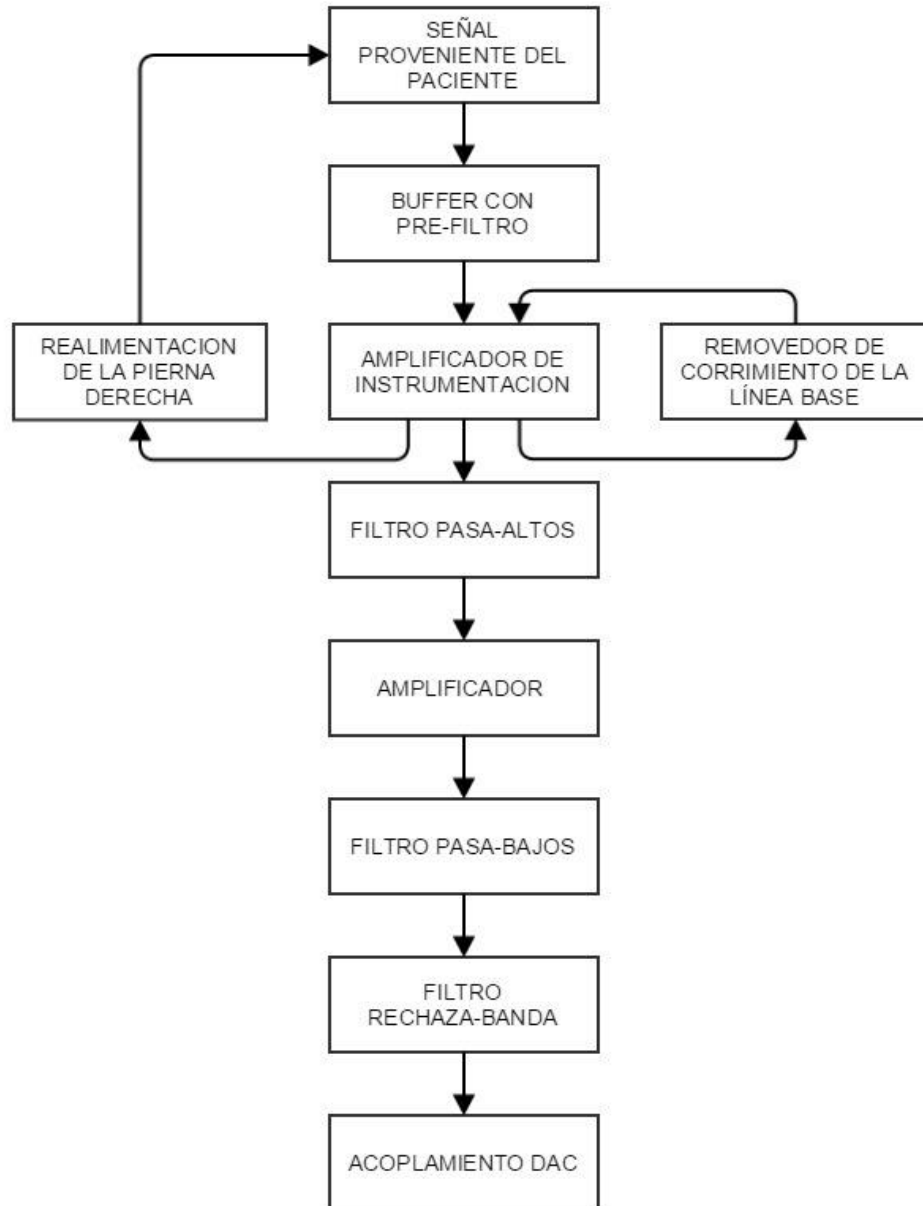


Figura 2.1. Diagrama de bloques del circuito analógico

2.2 Buffer con pre-filtro

Este primer proceso tiene dos objetivos definidos: Disminuir las interferencias electromagnéticas presentes en la señal proveniente del paciente y acoplar dicha señal para la siguiente etapa que corresponde al amplificador de instrumentación. Esto se realiza por medio de un filtro pasa-bajos, conectado a un circuito seguidor de voltaje.

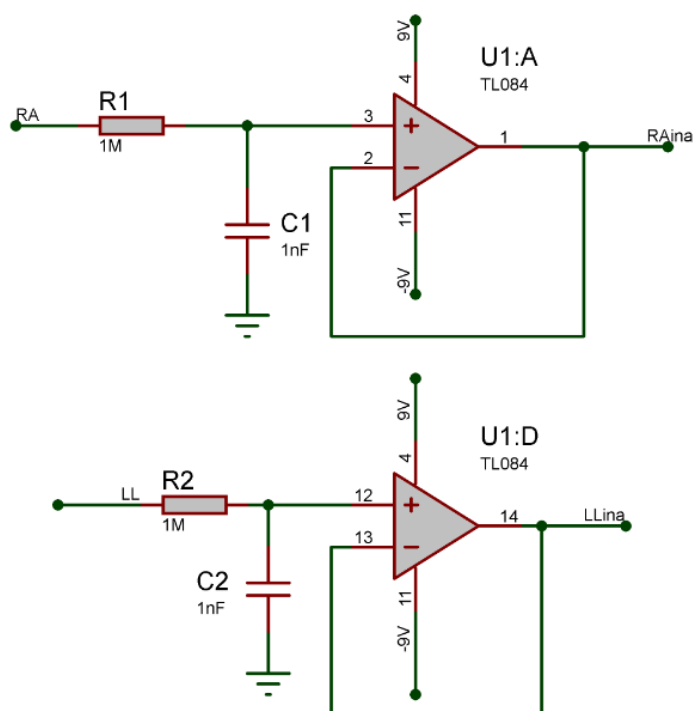


Figura 2.2. Circuito buffer con pre-filtro

En la figura 2.2 se puede observar que la señal proveniente del electrodo del brazo derecho (RA) es la entrada de un filtro pasa-bajos

RC con frecuencia de corte de 159 Hz dependiente de la resistencia R1 y el condensador C1 como se muestra en la ecuación 2.1; la frecuencia de corte de dicho filtro es seleccionada considerando que las señales presentes en un electrocardiograma tienen frecuencias menores a los 150 Hz. Luego del filtro la señal ingresa a un seguidor de voltaje implementado con un integrado TL084 debido a que posee entradas J-FET con alta impedancia de entrada ($10^{12}\Omega$). Este proceso se realiza de igual forma para la señal proveniente del electrodo de la pierna izquierda (LL).

2.3 Amplificador de instrumentación

Para la etapa del amplificador de instrumentación se utilizó el circuito integrado INA129, el mismo que se encarga principalmente de rechazar la señal común, presente en sus entradas y de esta forma reducir considerablemente el ruido, además de amplificar ligeramente la señal con una ganancia de 10. Es importante considerar que esta etapa no debe tener una ganancia de voltaje alta, puesto que de lo contrario la señal puede saturarse debido al nivel DC introducido por los electrodos.

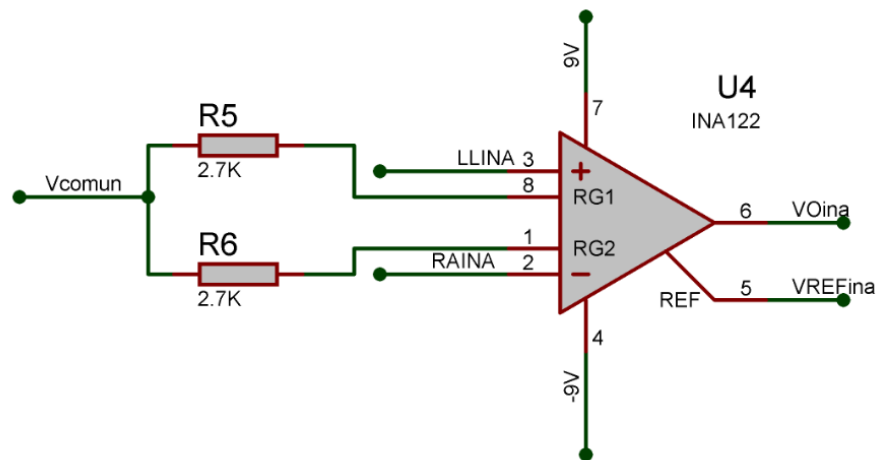


Figura 2.3. Circuito amplificador de instrumentación

Antes de analizar el circuito mostrado en la figura 2.3 es necesario detallar el esquema interno del integrado INA129 mostrado en el anexo G.

La ganancia de voltaje G correspondiente al INA129 puede establecerse eligiendo el valor de la resistencia R_G , la misma que se coloca entre los pines 1 y 8 del integrado antes mencionado. Es importante detallar que el pin 5 llamado Ref sirve para introducir un nivel DC u offset a la señal de salida V_0 .

Para una mejor comprensión se observa la ecuación 2.2.

$$V_o = \left(1 + \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{R_G}\right)(V_{IN}^+ - V_{IN}^-) + Ref \quad (2.2)$$

En la Figura 2.3 se puede ver que R_G está conformado por el equivalente en serie de las resistencias R_5 y R_6 . Por lo tanto la ganancia de voltaje para la etapa del amplificador de instrumentación es 10.14 y se rige por la ecuación 2.3.

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{R_5 + R_6} \quad (2.3)$$

De igual forma se puede deducir que el voltaje de salida de la etapa del amplificador de instrumentación viene dado por la ecuación 2.4 que se muestra a continuación.

$$V_o = 10.14(LL_{INA} - RL_{INA}) + Vref_{INA} \quad (2.4)$$

Por tanto, la etapa del amplificador de instrumentación realiza una resta entre el potencial de la pierna izquierda y el potencial del brazo derecho, es decir, se obtiene la derivación cardiaca D2.

2.4 Removedor de corrimiento de la línea base

Esta es una etapa que tiene como objetivo eliminar el corrimiento de la línea base, el mismo que es un ruido de muy baja frecuencia, inferior a 0.5 Hz. Este ruido es muy común puesto que se produce por el movimiento de los músculos del paciente al realizar sencillas

acciones como respirar. A continuación se muestra el circuito para su posterior análisis.

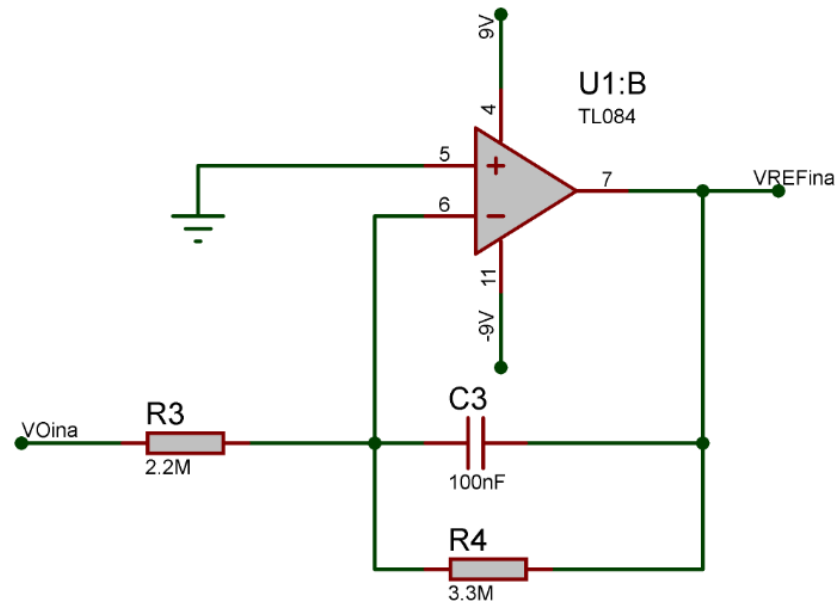


Figura 2.4. Circuito removedor de corrimiento de la línea base

Este circuito es comúnmente conocido como integrador, pero en este caso actúa como un filtro pasa-altos, puesto que invierte las señales de baja frecuencia para luego realimentarlas a la etapa del amplificador de instrumentación y de esta forma lograr disminuir considerablemente el efecto del corrimiento de la línea base. La frecuencia de corte de este filtro se resume en la ecuación 2.5.

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_4 C_3} \quad (2.5)$$

2.5 Retroalimentación de la pierna derecha

El objetivo de este circuito de realimentación es atenuar el ruido de 60 Hz proveniente de las líneas de distribución eléctrica; este ruido es captado por el paciente debido a que el cuerpo humano actúa como una antena. A continuación se muestra el circuito correspondiente a esta etapa.

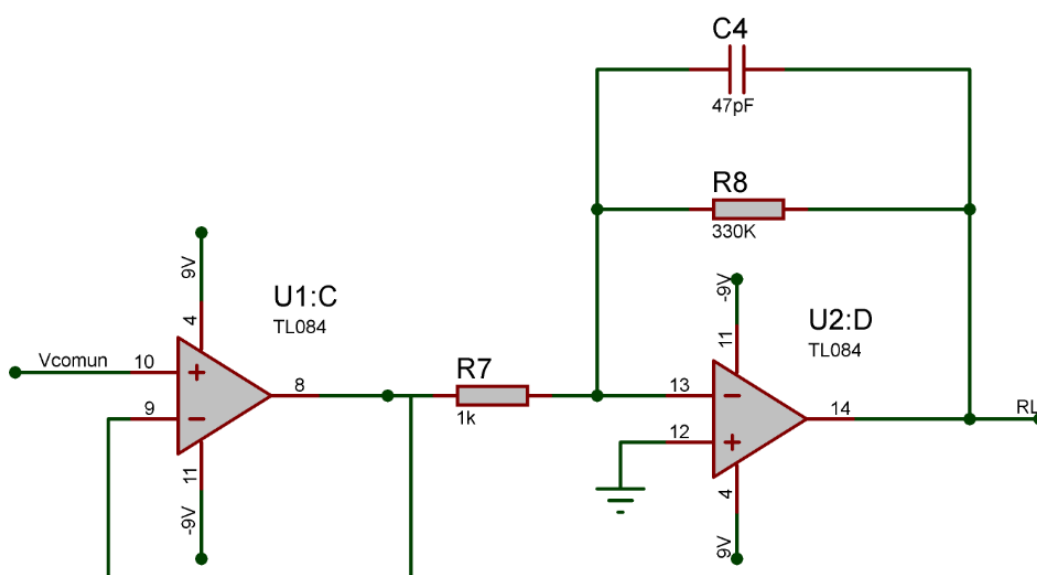


Figura 2.5 Circuito de retroalimentación de la pierna derecha

El potencial V_{comun} es el ruido en modo común que se encuentra presente en las entradas del amplificador de instrumentación. El seguidor de voltaje se utiliza para evitar que esta etapa interfiera con el valor de ganancia G escogido para la etapa del amplificador de

instrumentación. Luego la señal es invertida y amplificada para ser inyectada en el electrodo de la pierna derecha (RL).

2.6 Filtro pasa-altos

Esta etapa corresponde a un filtro activo pasa-altos de segundo orden, con frecuencia de corte 0.17 Hz y ganancia unitaria, cuyo objetivo es eliminar el nivel DC presente en la señal. Se escoge dicha frecuencia de corte de forma tal que no altere el segmento ST de la señal cardiaca.

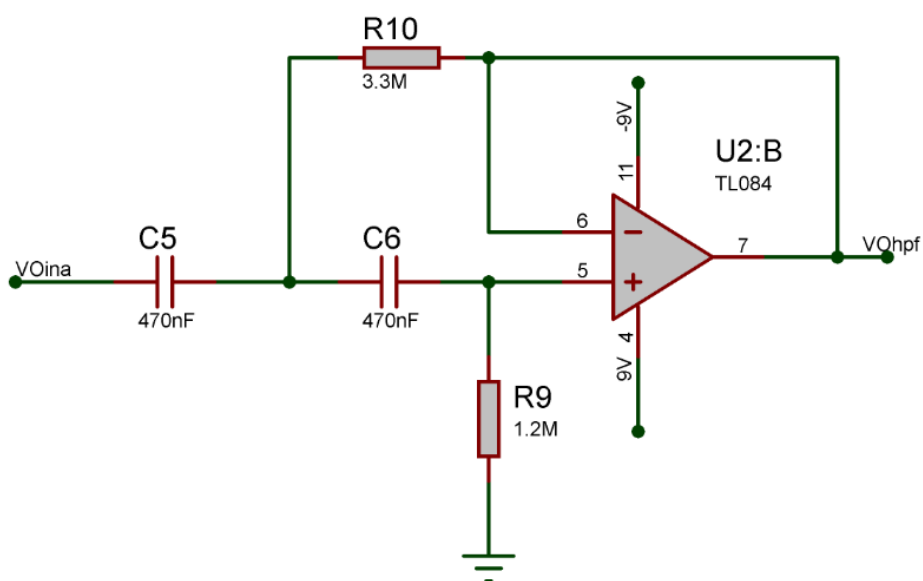


Figura 2.6 Circuito del filtro pasa-altos

La frecuencia de corte para este filtro se rige por la ecuación 2.6 que se muestra a continuación:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_9R_{10}C_5C_6}} \quad (2.6)$$

Con el fin de comprobar el correcto diseño del filtro, es necesario observar el ancho de banda del mismo por medio de un diagrama de Bode; dicho diagrama se muestra en la figura 2.7.

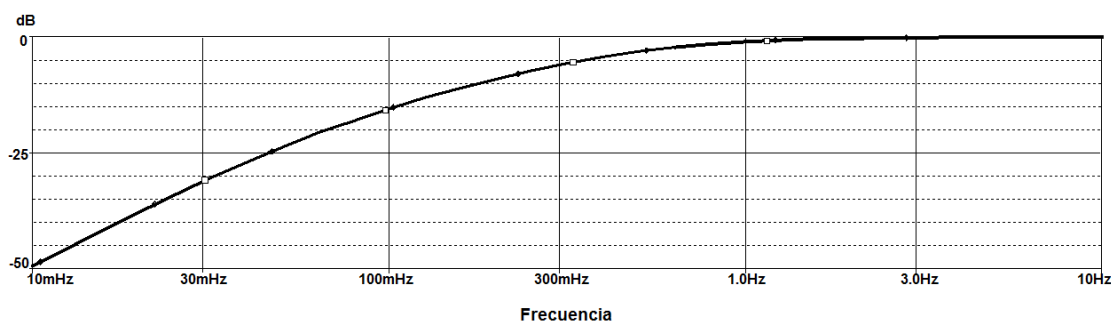


Figura 2.7. Respuesta en frecuencia del filtro pasa-altos

2.7 Amplificador

Esta etapa se encarga únicamente de amplificar la señal; sin embargo, es necesario considerar que la señal resultante no debe superar los 5V de amplitud debido a requerimientos de digitalización que se detallarán en un capítulo posterior. La amplificación se realiza

utilizando el integrado TL084, en configuración amplificador no inversor; ver figura 2.8.

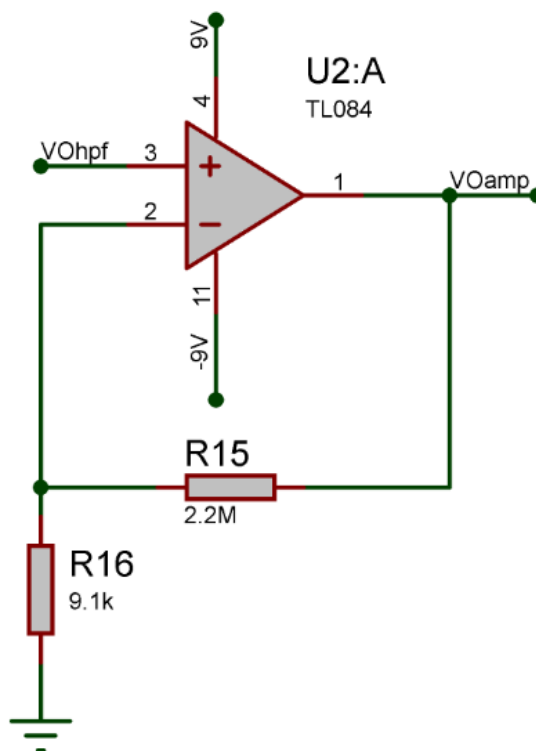


Figura 2.8. Circuito amplificador

Al analizar la figura 2.8 se puede concluir que la ganancia del amplificador no inversor, denotada por G_{amp} , es 241.76 y depende de la relación entre la resistencia R_{15} y R_{16} . La salida de esta etapa de amplificación se muestra en la ecuación 2.7.

$$VO_{amp} = G_{amp}VO_{hpf} = \frac{R_{15}}{R_{16}}VO_{hpf} \quad (2.7)$$

Para las etapas posteriores se ha establecido una ganancia unitaria, por lo tanto la ganancia total del sistema es 2453.4 y resulta del equivalente en cascada de la ganancia del amplificador de instrumentación y la ganancia del amplificador no inversor. Ver ecuación 2.8.

$$G_{TOTAL} = G_{INA}G_{amp} \quad (2.8)$$

2.8 Filtro pasa-bajos

En esta etapa la señal ingresa a un filtro activo pasa-bajos de segundo orden tipo Butterworth, debido a que es necesario contar con una banda de paso plana para no alterar las bajas frecuencias presentes en la señal. Además, la frecuencia de corte del filtro se ha establecido en 40.2 Hz para cumplir con los requerimientos de un electrocardiógrafo típico de monitoreo. El objetivo de este filtro es únicamente limitar el ancho de banda del sistema, por lo que se lo diseñó con ganancia unitaria de forma tal que se atenúen las frecuencias altas. A continuación se muestra el circuito correspondiente al filtro pasa-bajos.

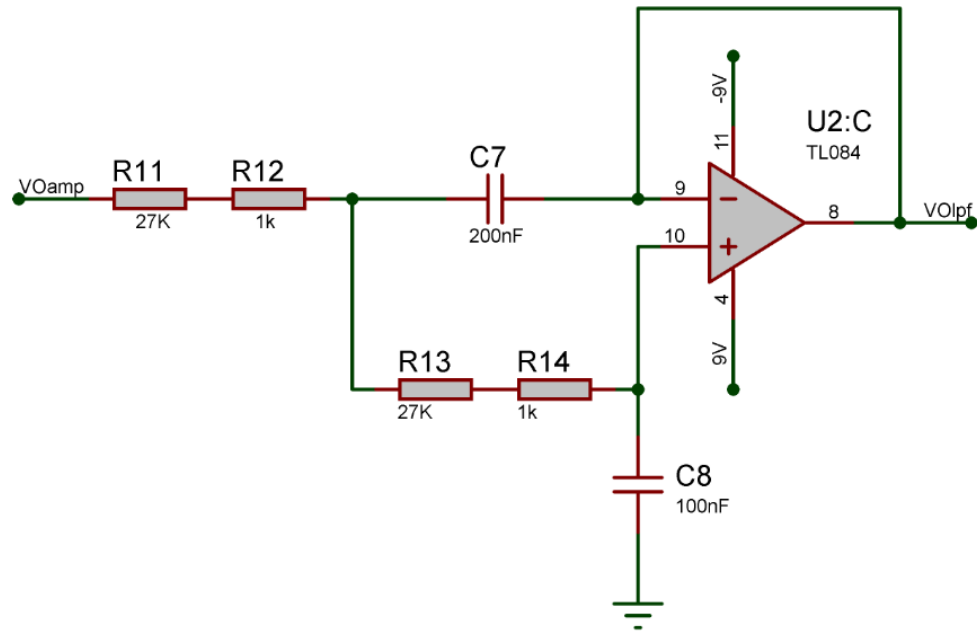


Figura 2.9 Circuito del filtro pasa-bajos

La frecuencia de corte del filtro pasa-bajos se detalla en la ecuación

2.9:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{(R_{11} + R_{12})C_7(R_{13} + R_{14})C_8}} \quad (2.9)$$

La respuesta en frecuencia del filtro pasa-bajos se muestra a continuación en la figura 2.10.

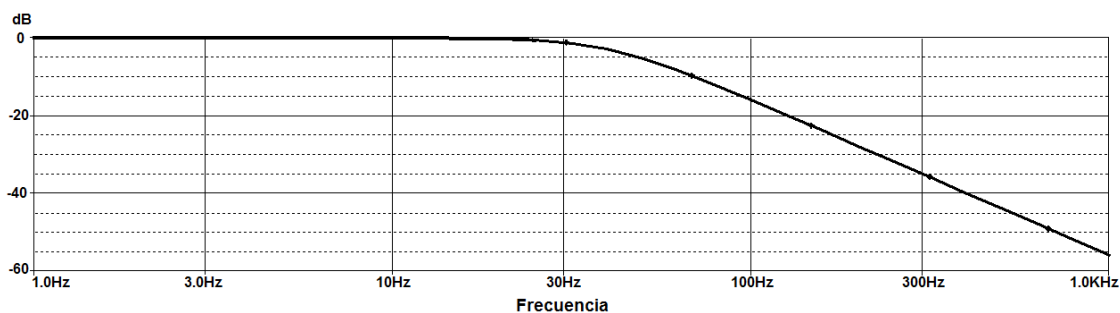


Figura 2.10 Respuesta en frecuencia del filtro pasa-bajos

2.9 Filtro rechaza-banda

Esta etapa es fundamental debido a que reduce considerablemente el ruido de 60 Hz generado por las líneas de distribución eléctrica y que se encuentra inmerso dentro de la señal cardiaca, consiguiendo de esta forma un resultado apropiado para su posterior análisis clínico.

La etapa está conformada por dos filtros rechaza-banda de tipo twin T que se conectan en cascada, es decir, uno a continuación del otro; dichos filtros son idénticos entre sí y se muestran a continuación en la figura 2.11.

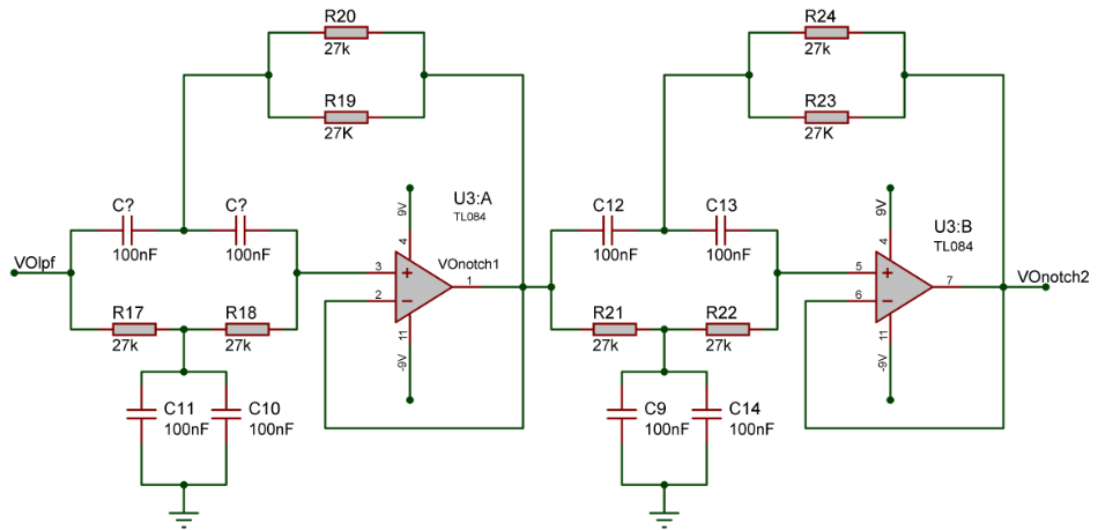


Figura 2.11 Circuito del filtro rechaza-banda

Como resultado de colocar ambos filtros en cascada se obtiene una mayor atenuación, de aproximadamente 23 dB por cada filtro, es decir 46 dB en total. La frecuencia central de rechazo denominada f_o es igual a 59 Hz y se rige por la ecuación 2.10, la misma que sólo es válida siempre que todas las resistencias y todos los capacitores sean iguales.

$$f_o = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2.10)$$

La respuesta en frecuencia del filtro rechaza-banda se muestra a continuación en la figura 2.12.

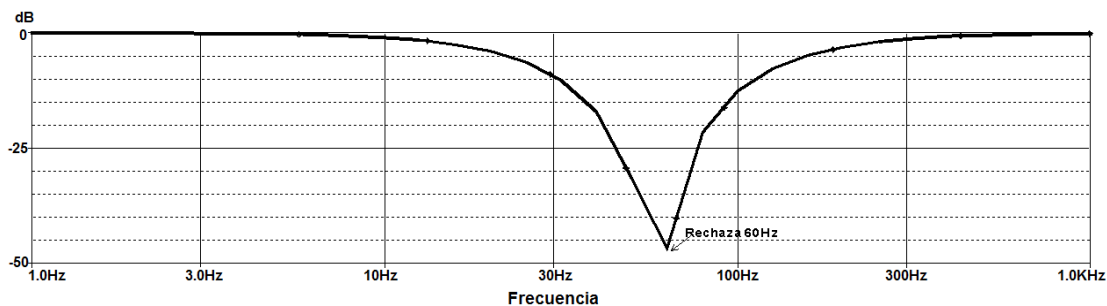


Figura 2.12. Respuesta en frecuencia del filtro rechaza-banda

Como se observa en la figura 2.12 el filtro rechaza-banda presenta una brusca atenuación para las frecuencias cercanas a los 60 Hz. La respuesta en frecuencia del conjunto de todas las etapas de filtrado antes mencionadas se muestra a continuación en la figura 2.13.

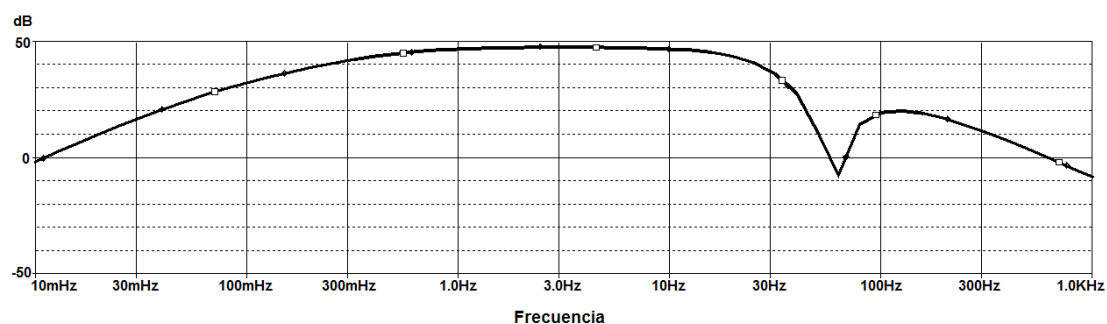


Figura 2.13. Respuesta en frecuencia del circuito analógico

Como se observa en la figura 2.13 los resultados obtenidos al final del proceso de filtrado son: la eliminación del nivel DC presente en la señal, una banda plana en el rango de frecuencias desde los 0.5 Hz hasta los 40 Hz y una gran atenuación para las frecuencias cercanas a los 60Hz.

2.10 Acoplamiento DAC

La última etapa del circuito analógico tiene como objetivo escalar la señal para su conversión de analógico a digital. Es necesario que la señal esté limitada entre 0V y 5V, con el fin de cumplir esto, se agrega un nivel DC a la señal mediante un circuito conocido como sumador no inversor, el mismo que se muestra a continuación en la figura 2.14.

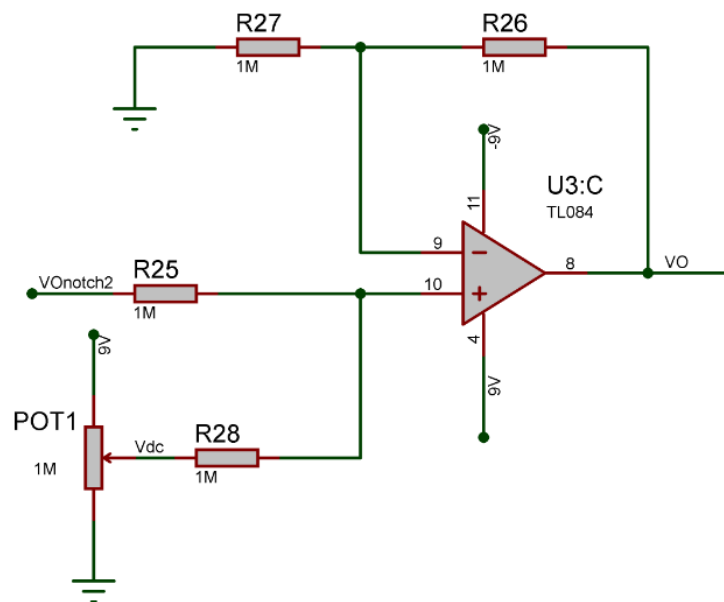


Figura 2.14. Circuito acoplamiento DAC

El nivel DC que se agrega a la señal es controlado por el potenciómetro POT1. El voltaje de salida de esta etapa llamado VO se encuentra listo para ser digitalizado.

$$V_o = V_{O_{notch2}} + V_{dc} \quad (2.11)$$

CAPÍTULO 3

DESCRIPCIÓN DE LA ETAPA DIGITAL

Para continuar con el diseño del equipo se dará un enfoque a la parte digital en la que se analizarán las consideraciones que se toman para su elaboración, con una explicación de los diferentes bloques que constituyen esta etapa.

3.1 Requerimientos del sistema digital

Se necesitará digitalizar, estandarizar, grabar y mostrar la señal proveniente de la parte analógica, por lo que se requiere un sistema en donde se puedan resolver estas necesidades y además el sistema

debe ocupar muy poco espacio ya que el dispositivo es de característica portátil.

Después de analizar varios tipos de sistemas electrónicos digitales, se toma la decisión de emplear microcontroladores ya que éstos presentan gran potencia de procesamiento y un pequeño tamaño; además de contar con la capacidad de resolver todas las necesidades impuestas en la etapa digital.

Existen muchas familias de microcontroladores, cada una posee ventajas y desventajas en diferentes aspectos, tales como valor monetario, aspecto físico, velocidad de procesamiento e incluso la facilidad en su programación. A continuación, se mostrará una tabla comparativa de estos aspectos entre las dos marcas más renombradas que fabrican estos pequeños dispositivos.

	Costo monetario	Velocidad	Tamaño	Programación	Soporte
Atmel (Arduino) Atmega328	Barato	Alta	Pequeño	Fácil	Bastante
Microchip 16F887	Barato	Mediana	Pequeño	Normal	Mediano

Tabla 3.1 Comparación de características de las familias de microcontroladores Atmel y Microchip

Bajo las características presentadas en la tabla 3.1, se toma la decisión de usar el microcontrolador de la compañía Atmel de modelo Atmega328 ya que presenta una mejor velocidad de procesamiento y es de sencilla programación gracias al proyecto Arduino, además del gran soporte con el que se cuenta debido a su popularidad.

Dentro de las diferentes tarjetas de desarrollo Arduino que emplean el microcontrolador ATmega328, se decide usar *Arduino Pro Mini* por su tamaño y costo que se ajusta perfectamente a las necesidades impuestas [12].

Para cubrir el bloque de grabación de los datos, se adquiere un *Módulo de Tarjeta SD* [13], el mismo que para funcionar con la tarjeta Arduino necesita de comunicación SPI. Cabe recalcar que este módulo al ejecutar un proceso de grabación en la memoria SD tiene un tiempo mínimo de 150 ms, lo que genera un conflicto con la digitalización de la señal, por lo que se optó por comprar otro *Arduino Pro Mini* y así resolver esta problemática. Este problema se tratará más a fondo en la descripción de bloques de esta etapa.

Y por último para mostrar la señal se adquiere un *Módulo de pantalla LCD Nokia*, dicho módulo fue utilizado en los primeros modelos de celular Nokia y a su vez también necesita comunicación SPI para trabajar con la tarjeta Arduino [14].

3.2 Diagrama de bloques y tiempo del Sistema digital

3.2.1 Diagrama de bloques

El siguiente diagrama (figura 3.1) hace referencia a una descripción de manera general de cómo está conformada la parte digital y cuáles son sus etapas.

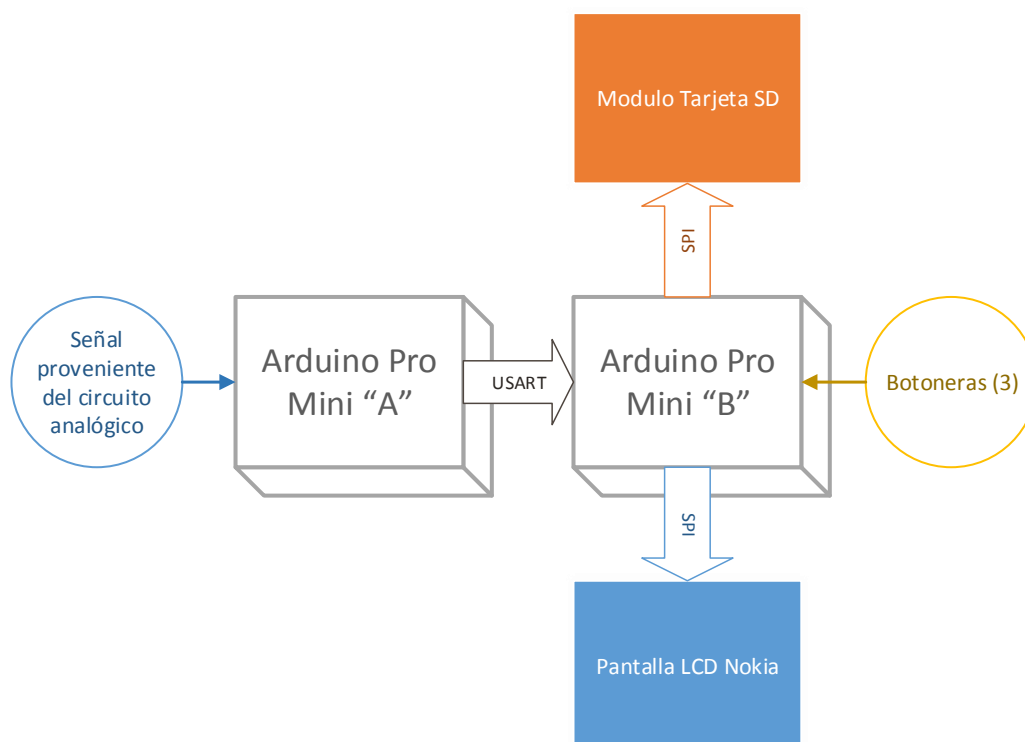


Figura 3.1 Diagrama de bloques de la etapa digital

3.2.2 Diagrama de tiempo

En el siguiente diagrama (figura 3.2) se hace referencia a la funcionalidad en el tiempo del sistema, una vez que se ha puesto en marcha, haciendo énfasis en la interacción de los dos Arduinos como un sistema multiprocesos.

Sistema Multiproceso				
Ejecución	Tiempo para "A"	Arduino Pro Mini "A"	Arduino Pro Mini "B"	Tiempo para "B"
1 era ejecución	500ms (5ms/dato)	Digitalización Y almacenamiento de 100 datos	(En espera por datos)	500ms
	10ms	Transmitir datos	Recibir datos	10ms
Para el resto de ejecuciones	500ms	Digitalización Y almacenamiento de 100 datos	Grabar datos en memoria SD	200ms
			Mostrar datos en pantalla	50ms
			(En espera por datos)	250ms
	10ms	Transmitir datos	Recibir datos	10ms

Figura 3.2. Diagrama de tiempo de la etapa digital

3.3 Descripción y funcionamiento de las etapas

3.3.1 Digitalización de la señal cardiaca

Para esta etapa interviene el *Arduino Pro Mini A* del cual se usa un puerto analógico para poder convertir la señal analógica, proveniente del circuito analógico descrito en el capítulo anterior, a una señal digital.

Se necesita tomar 200 muestras por segundo, haciendo que el sistema digitalice a 200 Hz; se elige esta frecuencia de muestreo ya que permite discretizar correctamente la señal, sin perder datos significativos y a su vez sin sobre forzar al Arduino.

La conversión se la realiza a una resolución de 10 bits con valores de voltaje entre 0 y 5v, esto quiere decir que la señal analógica será transformada a una señal digital cada vez que exista una variación en la misma de 4,8 mV.

Este dato cuya resolución es de 10 bits se convierte a uno de 8 bits para poder ser transmitido de una manera eficiente con el protocolo de comunicación USART que maneja el microcontrolador. Luego de esto, el dato se almacena en un arreglo, y el proceso se vuelve a repetir.

Digitalizar y almacenar un dato tiene un tiempo de retardo que no es mayor a 1ms, este comportamiento presentaba un problema para el objetivo de digitalizar a 200Hz, así que se estandarizó haciendo que entre cada dato digitalizado exista un tiempo fijo de 5 ms.

Este proceso se repetirá varias veces hasta que se obtengan 100 datos almacenados, lo que es equivalente a 500ms, luego de esto, viene la siguiente etapa en donde se comunicará con el *Arduino Pro mini B*.

3.3.2 Comunicación entre Arduino Pro Mini A y Arduino Pro Mini B

En esta etapa se transmiten los datos provenientes del proceso de digitalización por parte del *Arduino Pro mini A*, mediante comunicación USART a 115200 baudios con el *Arduino Pro Mini B*, que está a la espera de este evento; se elige dicha velocidad de trasmisión debido a que es la más alta soportada por Arduino sin causar pérdidas de información.

Durante esta etapa obligatoriamente se interrumpe el proceso de digitalización haciendo que en consecuencia se pierdan dos datos ya que el proceso tiene como duración 10 ms y como se lo explicó anteriormente, se está muestreando a 5 ms por dato. Como la frecuencia de digitalización es de 200 Hz la pérdida de dos datos es aceptable.

Éste es el único evento que comunica a los dos Arduinos, y de aquí en adelante cada uno trabaja por su cuenta haciendo posible la realización de varios procesos en un mismo instante de tiempo.

3.3.3 Escritura en la memoria SD

En esta etapa interviene el *Módulo de tarjeta SD* y el *Arduino Pro Mini B*, el cual, una vez que recibe los cien datos del proceso de digitalización por parte del *Arduino Pro Mini A*, comienza a efectuar la grabación de los mismos en la tarjeta SD, cuyo proceso tarda alrededor de 200 ms. Para efectuar este proceso, el *Arduino Pro Mini B* se comunica con el módulo mediante comunicación SPI.

La grabación de los datos se realiza dentro un archivo de texto, con extensión “.txt”, cuyo tamaño irá creciendo conforme pase el tiempo para luego poder ser visualizados en el software del equipo. En la figura 3.3 se muestra el archivo de una grabación de una señal cuadrada con amplitud de 5V y frecuencia de 20 Hz.

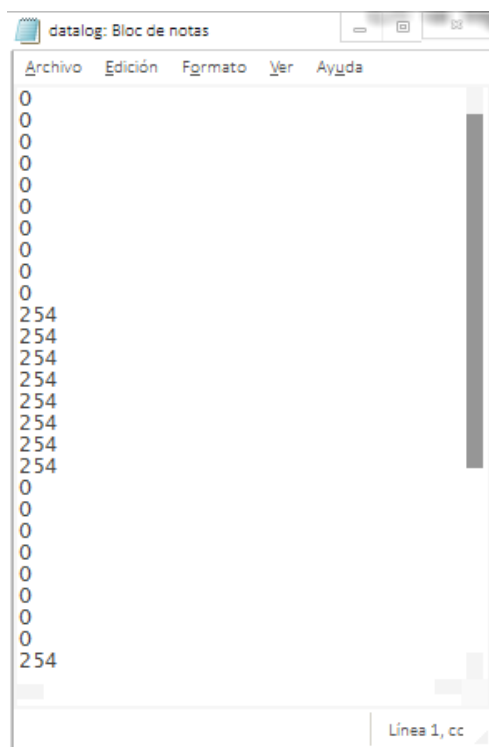


Figura 3.3 Archivo de grabación de un señal cuadrada de amplitud de 5V y frecuencia de 20Hz

3.3.4 Visualización de datos en la pantalla LCD Nokia

En esta etapa interviene el *Módulo de pantalla LCD Nokia* y el *Arduino Pro Mini B*. Después de la etapa de escritura en la memoria SD se procede a mostrar los datos de la señal cardíaca. Debido a que la pantalla cuenta con 84 píxeles a nivel horizontal, se imprimirá sólo uno de cada 4 datos obtenidos, con el fin de poder mostrar más de un ciclo completo del electrocardiograma. Para este proceso, el Arduino se comunicará mediante SPI lo que genera un tiempo de ejecución de aproximadamente 50 ms.

3.3.5 Descripción final del sistema multiprocesos

Como se lo había mencionado en el análisis y diseño del sistema, el *Módulo de tarjeta SD* al realizar el proceso de grabación de datos tiene como tiempo mínimo de ejecución alrededor de 200 ms, esto se convertía en un grave problema ya que durante este tiempo el Arduino no podía realizar ningún otro proceso, lo que ocasionaba ignorar 200 ms de señal cardíaca, que como consecuencia daba la pérdida de 40 datos. Además de esto el proceso de visualización de datos

en la pantalla tenía un tiempo de ejecución de 50 ms lo que también generaba más pérdida de datos.

Por este motivo, se optó por emplear otro Arduino y convertir el sistema digital en un sistema multiprocesos. Para llevar a cabo esto se dividieron las tareas para que cada Arduino las ejecute al mismo tiempo. El primer Arduino se encargaría solo de la parte de digitalización de la señal, mientras que el otro al mismo tiempo se encargaría de grabar estos datos y a su vez mostrarlos en la pantalla.

Cuando el primer Arduino almacene 100 datos digitalizados, se los transmitiría al segundo Arduino quien para ese entonces ya habría terminado con su proceso de grabación de datos en la memoria, con la visualización en la pantalla y estaría a la espera de recibir los datos del primer Arduino. Gracias a este artificio se pudo digitalizar cada 5 ms la señal analógica y a su vez guardarla en la memoria SD convirtiendo el sistema en multiproceso.

CAPÍTULO 4

PRUEBAS EXPERIMENTALES Y RESULTADOS

En el presente capítulo se detalla el procedimiento a seguir para hacer correcto uso del prototipo de Holter de EKG. Además, se muestran los resultados obtenidos en las distintas pruebas experimentales, con el fin de comparar el rendimiento del equipo ante cuatro situaciones diferentes: sin realimentación de la pierna derecha, con realimentación de la pierna derecha, sin removedor de corrimiento de la línea base y con removedor de corrimiento de la línea base.

4.1 Procedimiento para el uso del prototipo Holter de EKG

4.1.1 Colocación de Electrodo

En primer lugar se detalla el protocolo para la apropiada obtención de señales del paciente.



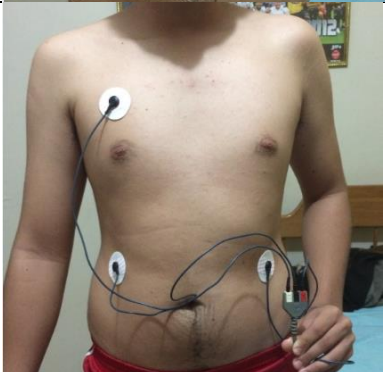
1.	Limpiar la piel del paciente utilizando alcohol, para remover el sudor, la grasa o la suciedad.	
2.	Colocar los electrodos como se muestra en la imagen con el fin de adquirir la señal de la derivación cardíaca D2.	
3.	Colocar los cables de los electrodos respetando el código de colores. RL(negro), LL(rojo) y RA(blanco).	

Tabla 4.1 Protocolo para la obtención de señales del paciente

4.1.2 Operación del prototipo Holter de EKG

Una vez finalizado el procedimiento de colocación de electrodos, se deben seguir los siguientes pasos para operar correctamente el Holter de EKG y registrar la derivación cardiaca D2 en la tarjeta SD.

1. Encender el Holter de EKG presionando el botón power.
2. Elegir la opción en el menú presionando los botones 1 o 2, que corresponden a nuevo o continuar respectivamente.
 - a. Nuevo: Borra los datos registrados en la tarjeta SD para comenzar un nuevo examen Holter.
 - b. Continuar: Conserva los datos que se encuentran almacenados en la tarjeta SD, los datos de la nueva medición se añaden a continuación de los datos ya existentes.
3. Presione el botón 1 o 2 para expulsar de manera segura la tarjeta SD.
4. Introduzca la tarjeta SD en un computador y ejecute el software EKG Viewer, cuyo manual de usuario se detalla en el Anexo H.

4.2 Pruebas experimentales

A continuación se presentan los resultados obtenidos en las pruebas experimentales, los cuales han sido obtenidos por medio de una tarjeta de adquisición de datos de National Instruments y el software NI ELVIS.

4.2.1 Prueba sin etapa de realimentación de pierna derecha

Para el desarrollo de esta prueba se elimina el bloque de realimentación de la pierna derecha y en su lugar se coloca el electrodo RL a la referencia del circuito analógico o GND, esto se realiza por medio de un jumper como se muestra en la figura 4.1.

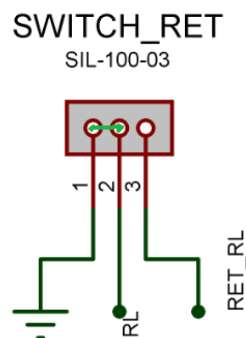


Figura 4.1 Jumper de desactivación de etapa realimentación pierna derecha

La forma de onda correspondiente a la derivación cardiaca D2 se muestra a continuación en la figura 4.2.

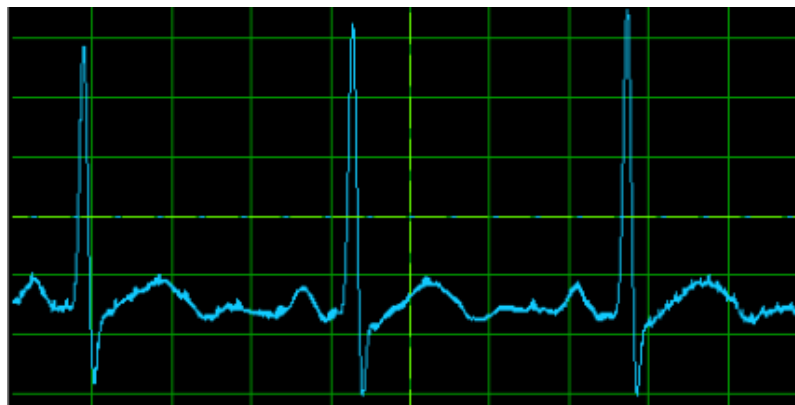


Figura 4.2 Forma de onda D2 sin retroalimentación pierna derecha

Además se realiza un análisis espectral de la señal con el fin de mostrar una medida de cuanto atenuación sufre el ruido de 60 Hz.

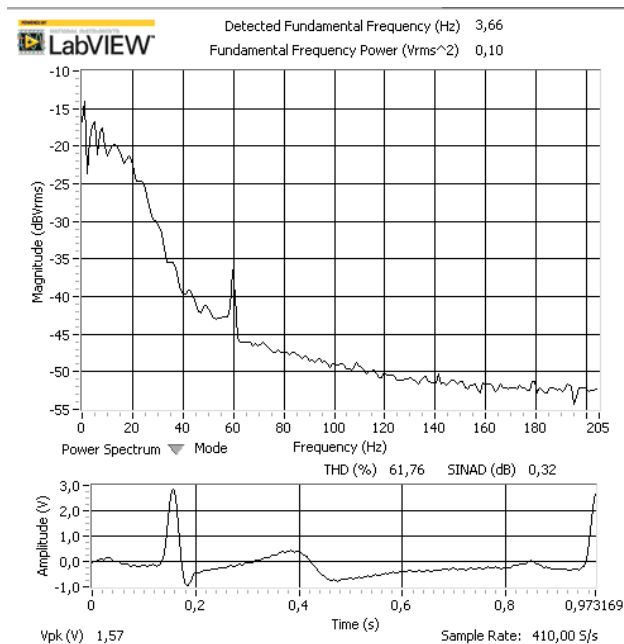


Figura 4.3 Análisis espectral de D2 sin retroalimentación pierna derecha

En la figura 4.3 se puede notar que la frecuencia de 60Hz tiene una magnitud de aproximadamente -36 dB.

4.2.2 Prueba con etapa de realimentación de pierna derecha

Por otro lado para esta prueba se integra la realimentación de pierna derecha cambiando de posición el jumper como se muestra en la figura 4.4.

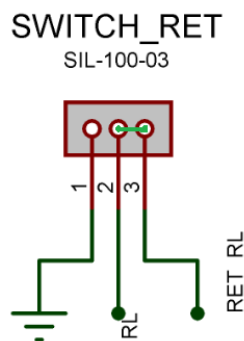


Figura 4.4 Jumper de activación de etapa realimentación pierna derecha

La forma de onda correspondiente a la derivación cardiaca D2 se muestra a continuación en la figura 4.5.

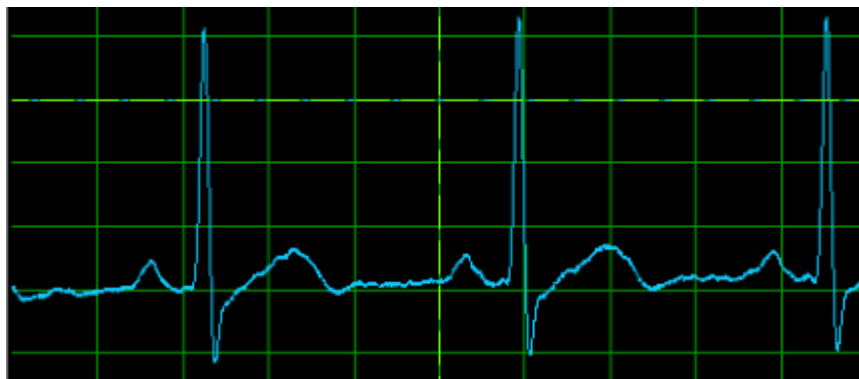


Figura 4.5 Forma de onda de D2 con retroalimentación de pierna derecha

Como se puede notar, la etapa de realimentación de pierna derecha le da un aspecto más suavizado a la señal, esto se debe a que ruido de 60Hz se encuentra más atenuado. Esto último se puede comprobar observando el análisis espectral de la señal en la figura 4.6.

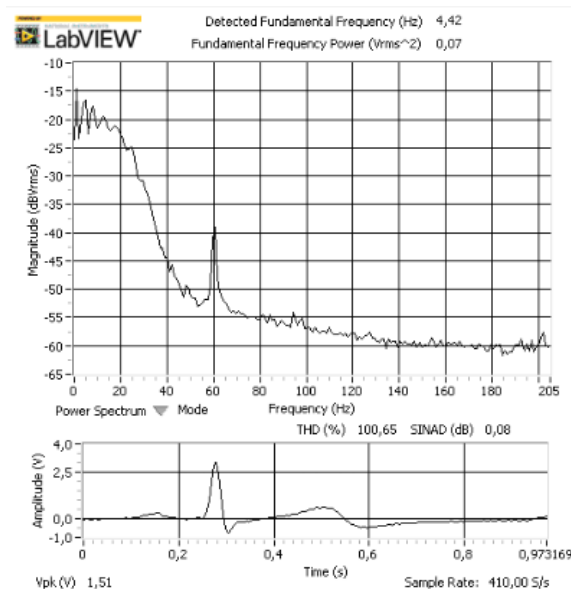


Figura 4.6 Análisis espectral D2 con retroalimentación pierna derecha

Como se observa en la figura 4.6 la magnitud de la componente de 60Hz se encuentra en -39 dB. Es decir, al añadir la etapa de realimentación de pierna derecha se consigue 3 dB más de atenuación.

4.2.3 Prueba sin etapa de removedor de corrimiento de la línea base

Para llevar a cabo esta prueba es necesario eliminar el bloque removedor de corrimiento de la línea base, esto se hace conectando el pin 5 del amplificador de instrumentación INA129 a la referencia del circuito por medio de un jumper como se muestra en la figura 4.7.

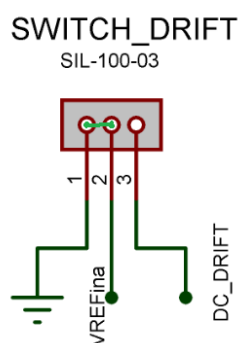


Figura 4.7. Jumper de desactivación de etapa removedor de corrimiento de la línea base

La forma de onda correspondiente a la derivación cardiaca D2 se muestra a continuación en la figura 4.8.

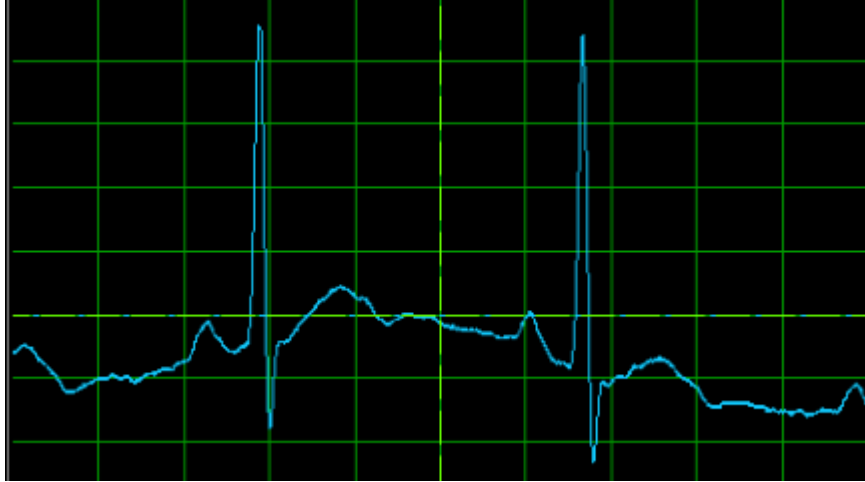


Figura 4.8. Forma de onda D2 sin removedor de corrimiento de la línea base

Como se observa en la figura 4.8 la señal cardíaca de la derivación D2 se encuentra oscilando, esto se produce por la presencia de un ruido de baja frecuencia, dicho ruido es introducido por el movimiento de los músculos del paciente.

Para este caso, no es necesario presentar un análisis espectral de la señal, puesto que el ruido que produce el corrimiento de la línea base no posee una frecuencia definida; sino un rango de frecuencias que se generan aleatoriamente.

4.2.4 Prueba con etapa de removedor de corrimiento de la línea base

Para la realización de esta prueba se integra la etapa llamada removedor de corrimiento de la línea base. Esto se realiza colocando un jumper como se muestra en la figura 4.9.

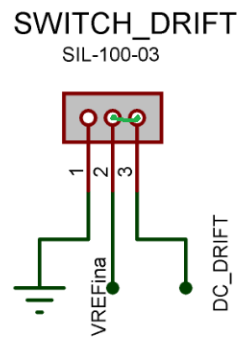


Figura 4.9. Jumper de activación de etapa removedor de corrimiento de la línea base

La forma de onda correspondiente a la derivación cardiaca D2 se muestra a continuación en la figura 4.10.

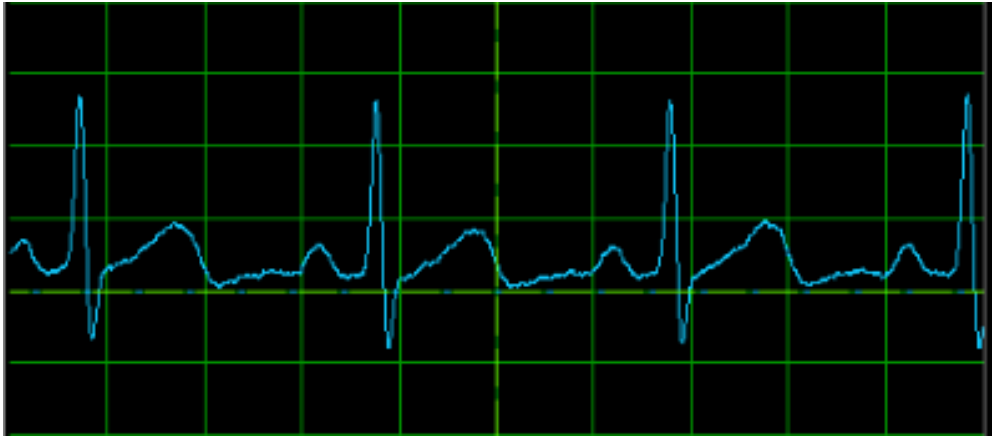


Figura 4.10 Forma de onda de D2 con removedor de corrimiento de la línea base

En la figura 4.10 se puede notar que la señal cardiaca de la derivación D2 ya no se encuentra oscilando. Al agregar la etapa removedor de corrimiento de la línea base se remueve el ruido de baja frecuencia y por tanto se consigue una señal con mayor estabilidad.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

1. El avance tecnológico en el área de microcontroladores se da a pasos agigantados, haciendo que cada día se pueda tener más poder computacional en un menor tamaño; esto hizo posible el diseño y desarrollo digital del proyecto en el que se logra digitalizar, estandarizar, grabar y mostrar la señal cardiaca en un equipo portátil (de dimensiones pequeñas).
2. La globalización y el desarrollo comunitario han sido claves en el área de la electrónica; tal es así que ahora cualquier persona de cualquier parte del mundo puede colaborar a mejorar un diseño electrónico

haciendo que éste evolucione día a día. Es gracias a esto que se pueden adquirir módulos electrónicos que ya han sido probados y optimizados y que están listos para usarse con algún protocolo de comunicación, empleando microcontroladores o algún otro sistema digital. Esto permite reducir tiempo de desarrollo haciendo que se pueda concentrar en la idea central del proyecto, consiguiendo así los resultados deseados en un tiempo relativamente corto.

3. En el mundo analógico la situación no es distinta. La evolución de los circuitos integrados analógicos tiene grandes avances día a día, en donde se mejoran los aspectos como: inmunidad respecto al ruido, ancho de banda y precio. Esto fue fundamental en el diseño analógico ya que el núcleo del mismo es el amplificador de instrumentación INA129, el cual presenta características formidables y mejoradas con respecto a su similar AD620. Gracias a esto y a otros circuitos integrados se obtuvo una señal cardiaca limpia con la mayor reducción de ruido posible, que exigía las dimensiones de este equipo.
4. Se logró construir un equipo económico y de gran rendimiento, obteniendo una gran relación calidad-precio. Los costos finales del prototipo de Holter de EKG se encuentran muy por debajo de la mitad de un Equipo Holter comercial.

RECOMENDACIONES

A lo largo del desarrollo del proyecto se pasó por muchos inconvenientes. Las siguientes recomendaciones hacen que el lector tenga conocimiento de los mismos:

1. Se deben Limpiar con diluyente las placas electrónicas recién soldadas, para retirar en su totalidad el aditivo de soldar ya que éste se puede comportar como dieléctrico, convirtiendo los puntos de soldadura en capacitores y por tanto ocasionando un comportamiento erróneo del circuito.
2. Es de mucha ayuda adquirir capacitores de tantalio, ya que éstos poseen mayor inmunidad al ruido, además presentan un valor más fijo que los tradicionales.
3. Es muy recomendable emplear resistencias de $\frac{1}{4}$ W, debido a que las mismas se encuentran muy cercanas entre sí, por lo que si se usan resistencias un poco más grandes al momento de soldar podría ser más complicado colocar los elementos.

4. El equipo construido se alimenta a partir de dos baterías de 9v; la etapa digital necesita 5v, por lo que se puede colocar un regulador de 5v tradicional como lo es el 7805, pero esto causa una gran pérdida de energía ya que 4v (9v-5v) se quedan atrapados en el 7805, por esto se recomienda usar un regulador no lineal como el LM2596, el cual se puede adquirir dentro de un módulo listo para su conexión. Con esto se obtiene una mayor eficiencia energética del equipo.

5. La placa electrónica de la etapa analógica cuenta con un potenciómetro cuya finalidad es agregar un nivel DC a la señal analógica, para que la etapa digital pueda interpretar los valores sin problema alguno. El valor óptimo de nivel DC para que no haya pérdida de información de la señal cardiaca es de 1,95V. Con esto se asegura una correcta digitalización de la señal y una correcta presentación de tratado los datos con el software.

6. Usar colores para los cables que comunicarán cada parte del circuito, de esta manera se maneja un orden y se evitan posibles confusiones en la conexión.

7. Se debe asegurar que el área en donde se colocará el electrodo esté limpia y libre de impurezas, de preferencia se debe limpiar con alcohol. Además, se debe elegir un área libre de vello corporal. De esta forma se asegura la obtención de una señal cardíaca limpia y una disminución considerable del ruido.

8. Tener en cuenta el orden de la colocación de los electrodos, esto es un paso crítico ya que el mismo puede dar una imagen médica totalmente errónea y por tanto no se podrá obtener un diagnóstico apropiado.

ANEXOS

ANEXO A: Código fuente Arduino Pro Mini A

```
/* Mini A: Digitalizacion */

int sensorPin = A0;

void setup(){
    Serial.begin(115200);
}

int i;
unsigned long t_ini;
byte value[100];
void loop(){
    for( i=0 ; i<100 ; i++ ){
        t_ini = millis();
        value[i] = (int)((analogRead(sensorPin)/1023.0)*255.0);
        //Serial.println(value[i],DEC);
        while( !( millis() - t_ini >= 5 ) );
    }
    Serial.write(value,sizeof(value));
}
```

ANEXO B: Código fuente Arduino Pro Mini B

```
/* Mini B: Display, SD, Buttons */

#include <SPI.h>

#include <SD.h>

#include <Adafruit_GFX.h>

#include <Adafruit_PCD8544.h>

Adafruit_PCD8544 display = Adafruit_PCD8544(7, 6, 5, 4, 3);

File dataFile;

int i,j=0,num,Anum,mode=0,oldState1=0, oldState2=0;

void setup(){

  Serial.begin(115200);

  pinMode(8,INPUT);

  pinMode(9,INPUT);

  pinMode(10, OUTPUT);

  display.begin();

  display.setContrast(50);

  startSD();

}

byte value[100];

void loop(){
```

```
switch(mode) {  
  
  case 0:  
  
    menu();  
  
    waitforbutton();  
  
    dataFile = SD.open("datalog.txt", FILE_WRITE);  
  
    mode=1;  
  
    break;  
  
  case 1:  
  
    if ( Serial.available() ){  
  
      Serial.readBytes(value,100);  
  
      Serial.flush();  
  
      for( i=0 ; i<100 ; i++ ){  
  
        if (dataFile) {  
  
          dataFile.println(value[i],DEC);  
  
        }else{  
  
          display.println("Error, inserte");  
  
          display.println("Tarjeta SD");  
  
          display.display();  
  
          while(!dataFile){  
  
            delay(3000);  
  
            SD.begin(10);  
  
            dataFile = SD.open("datalog.txt", FILE_WRITE);  
  
          }  
  
        }  
  
      }  
  
    }  
  
  }  
  
}
```

```
    }

    if(i%6==0){
        num=47-(((int)value[i])/5.4255);
        display.drawLine(j-1,Anum,j,num,BLACK);
        Anum=num;
        j++;
    }

    if(j>=84){
        display.display();
        display.clearDisplay();
        j=0;

        if(digitalRead(8)==HIGH || digitalRead(9)==HIGH){
            dataFile.close();
            display.clearDisplay();
            display.println("Ha finalizado");
            display.println("con exito");
            display.println("Puede Retirar");
            display.println("Tarjeta SD");
            display.display();

            while(true){}
        }
    }
}
```

```
        }  
        dataFile.flush();  
    }  
    break;  
}  
}  
  
void menu() {  
    display.clearDisplay();  
    display.println("****HOLTER****");  
    display.println("");  
    display.println("1.NUEVO");  
    display.println("2.CONTINUAR");  
    display.display();  
    delay(2000);  
}  
  
void waitforbutton() {  
    do {  
        display.clearDisplay();  
        display.println("****HOLTER****");  
        display.println("");  
  
        if(digitalRead(8)==HIGH && oldStatel==LOW)  
            oldStatel=HIGH;  
        else if(digitalRead(8)==LOW && oldStatel==HIGH) {
```



```
    oldState1=LOW;

    SD.remove("datalog.txt");

    display.println("1.NUEVO [X]");
    display.println("2.CONTINUAR");
    display.display();

    delay(1000);

    display.clearDisplay();

    return;
}

if(digitalRead(9)==HIGH && oldState2==LOW)

    oldState2=HIGH;

else if(digitalRead(9)==LOW && oldState2==HIGH){

    oldState2=LOW;

    display.println("1.NUEVO");
    display.println("2.CONTINUAR[X]");
    display.display();

    delay(1000);

    display.clearDisplay();

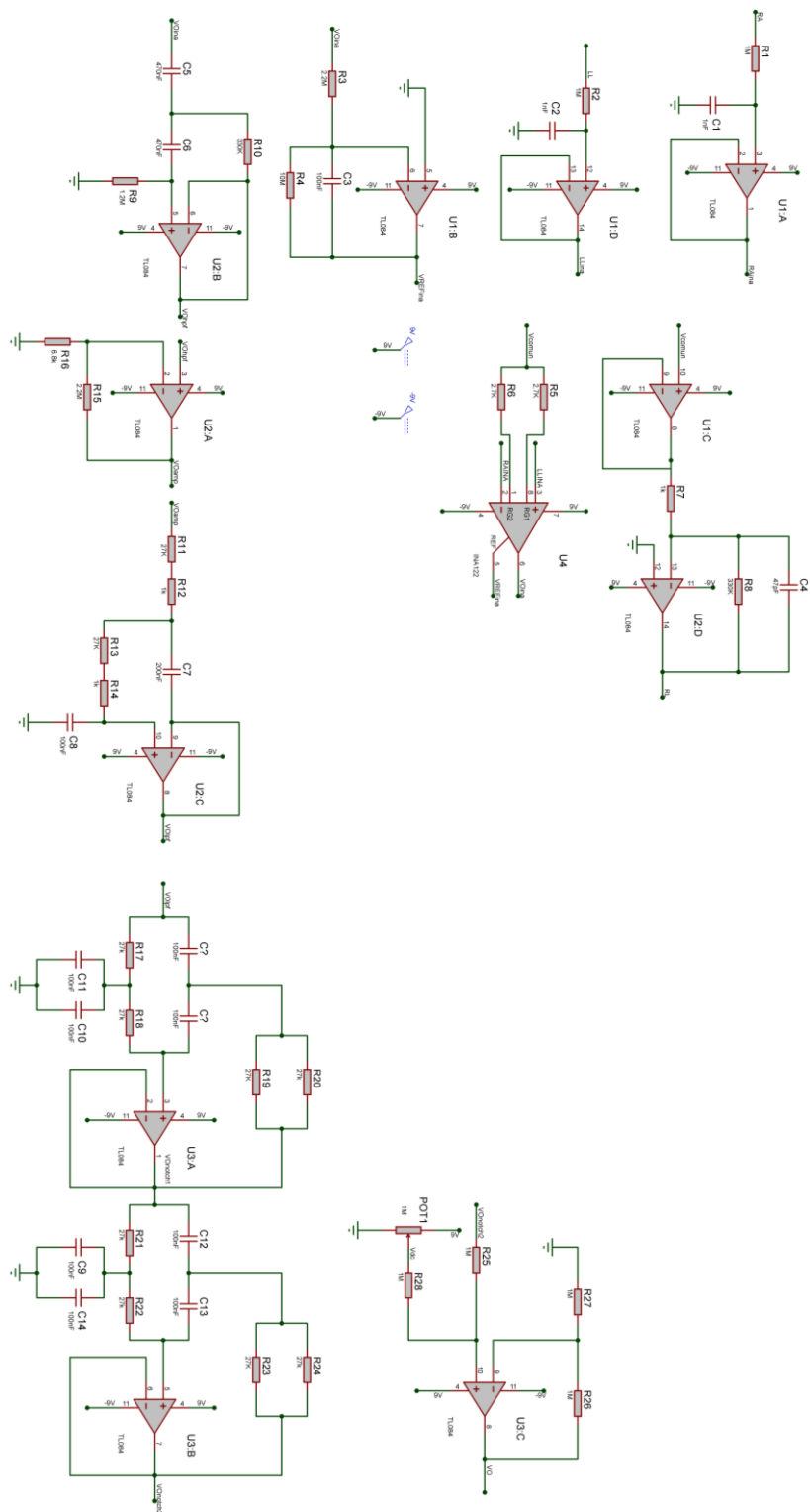
    return;
}

}while(true);
}

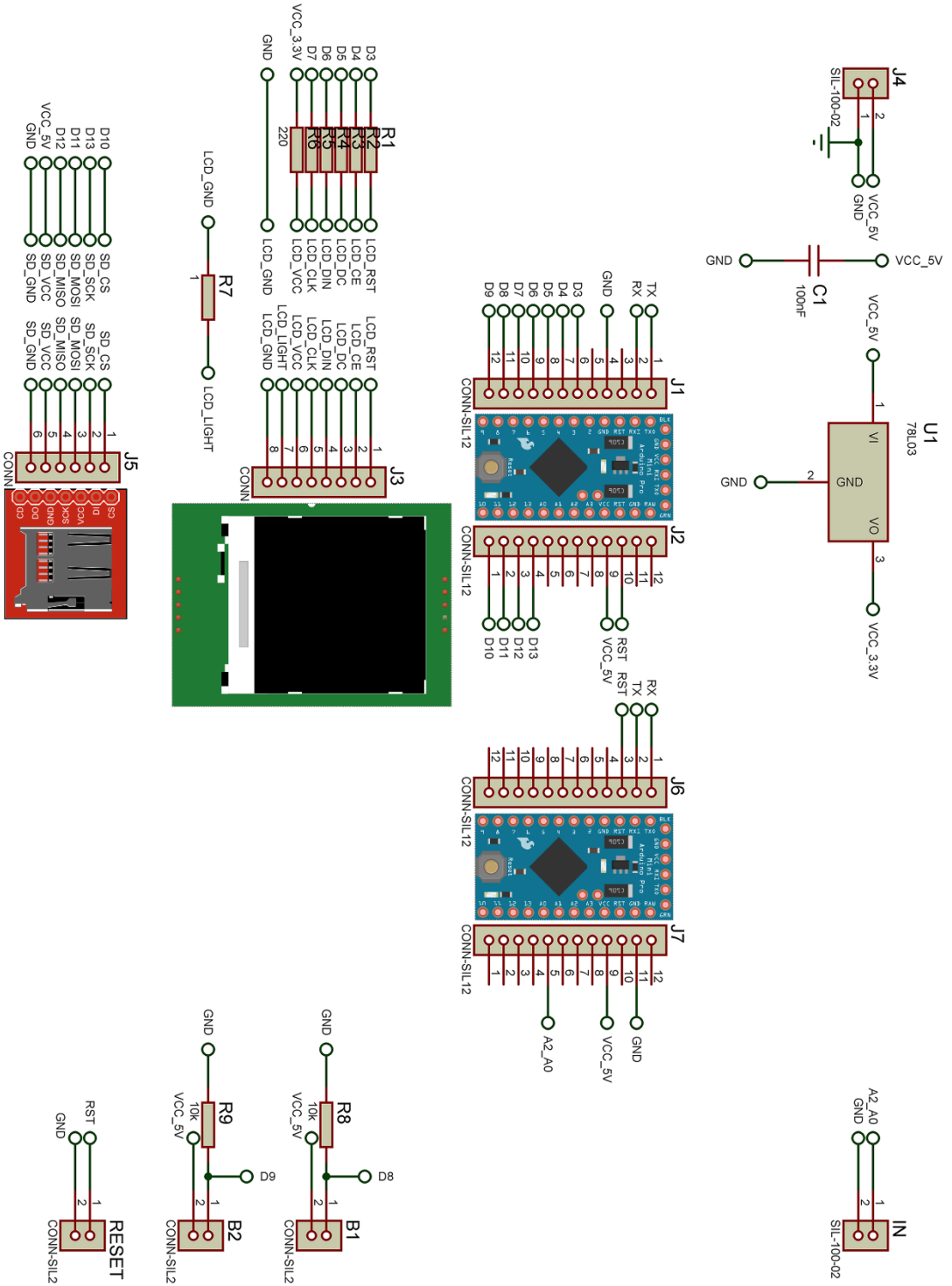
void startSD(){
```

```
display.clearDisplay();  
display.println("Iniciando");  
display.println("tarjeta SD");  
display.println("");  
display.display();  
delay(1000);  
  
while (!SD.begin(10)) {  
    display.print("Error, inserte");  
    display.println("tarjeta SD");  
    display.display();  
    delay(2000);  
    display.clearDisplay();  
}  
  
display.println("Iniciada");  
display.println("correctamente");  
display.display();  
delay(2000);  
display.clearDisplay();  
display.display();  
}
```

ANEXO C: Esquemático del circuito analógico

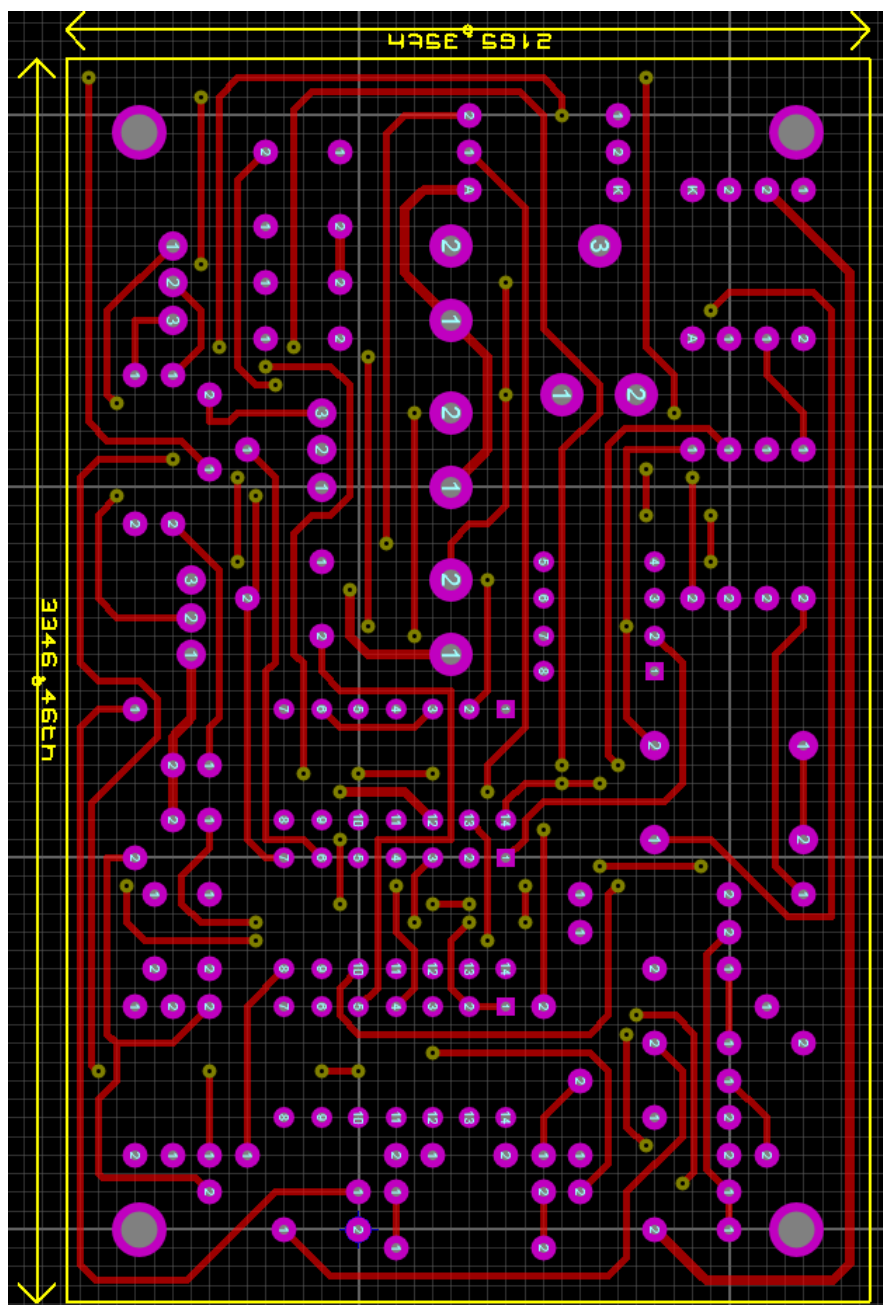


ANEXO D: Esquemático del circuito digital

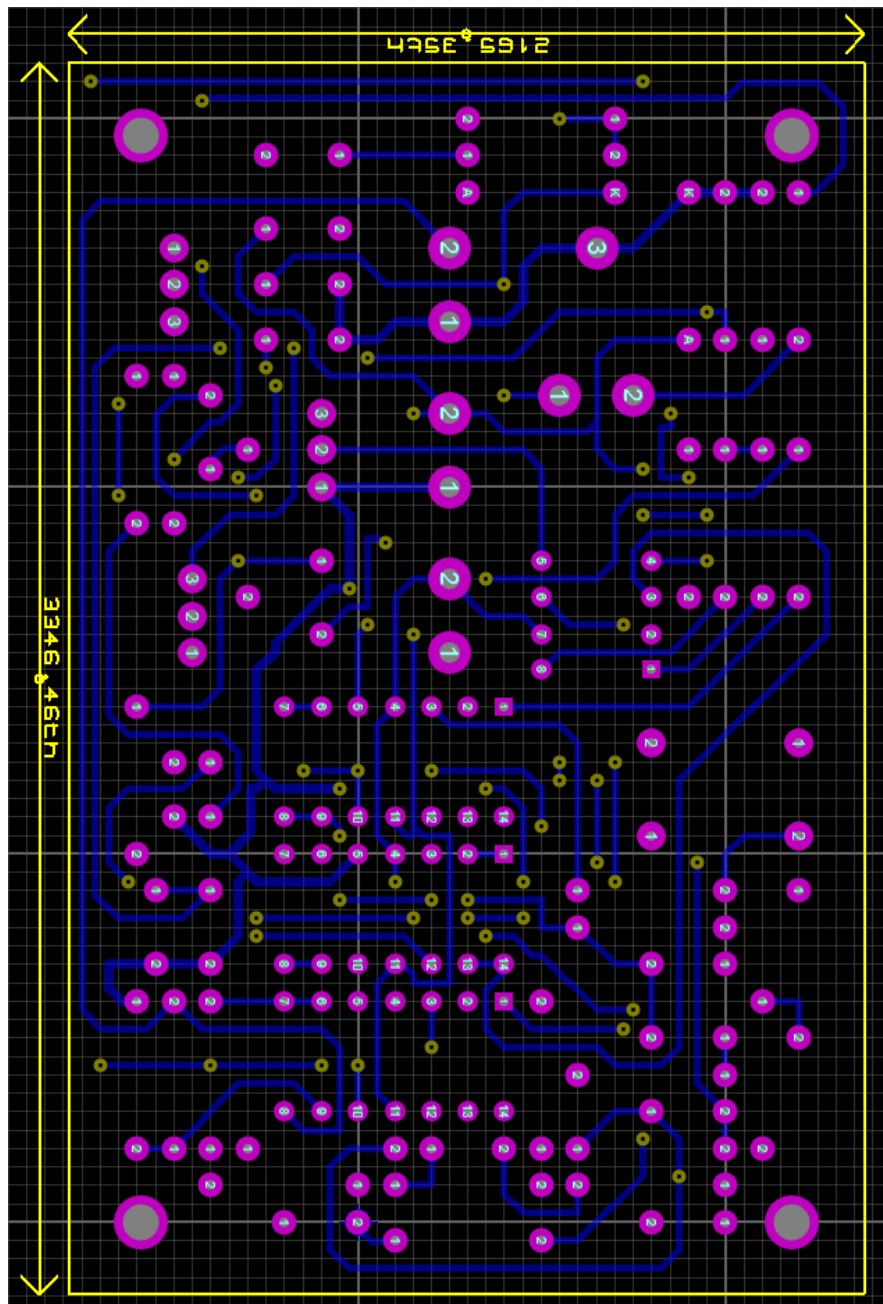


ANEXO E: PCB del circuito analógico

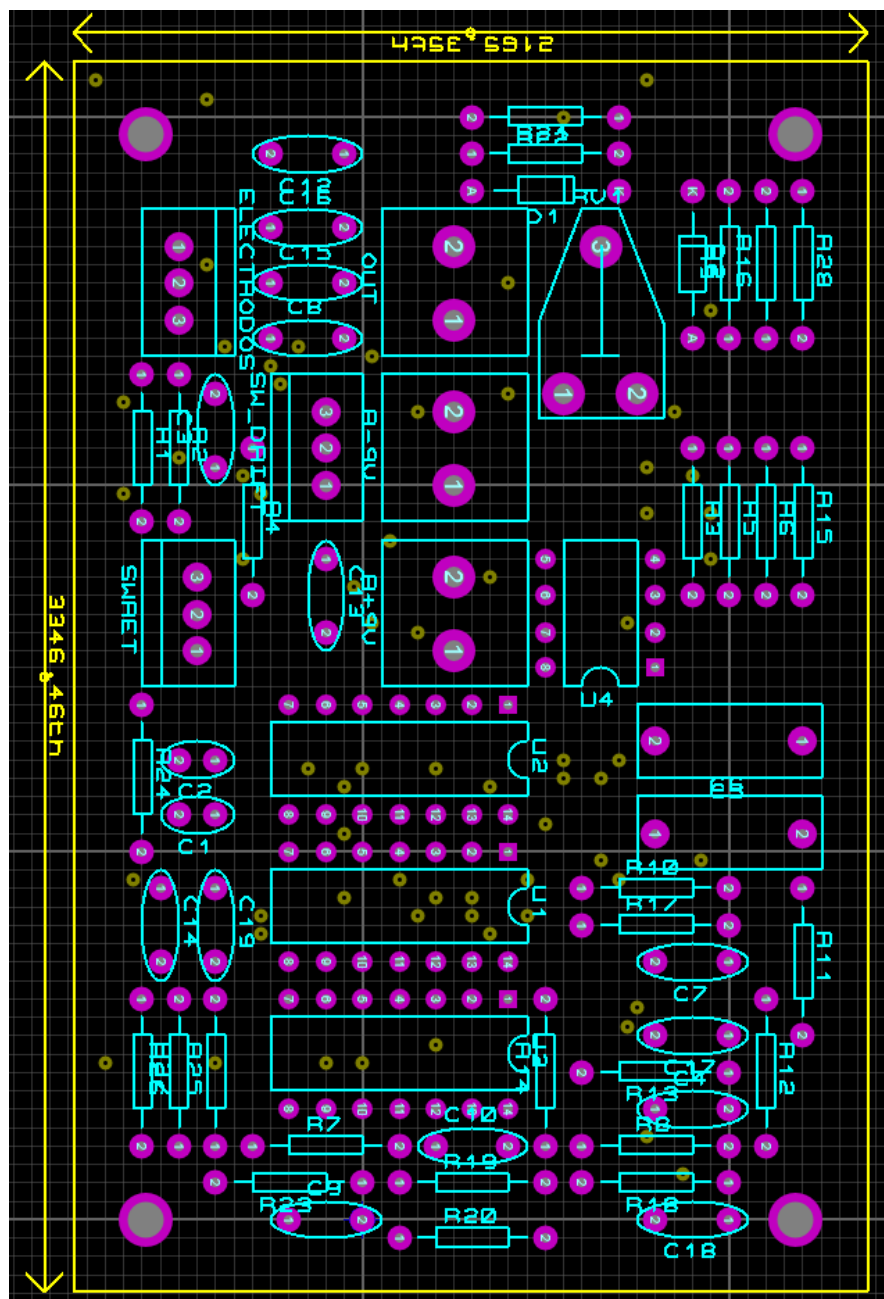
E.1 Capa superior de la tarjeta del circuito analógico



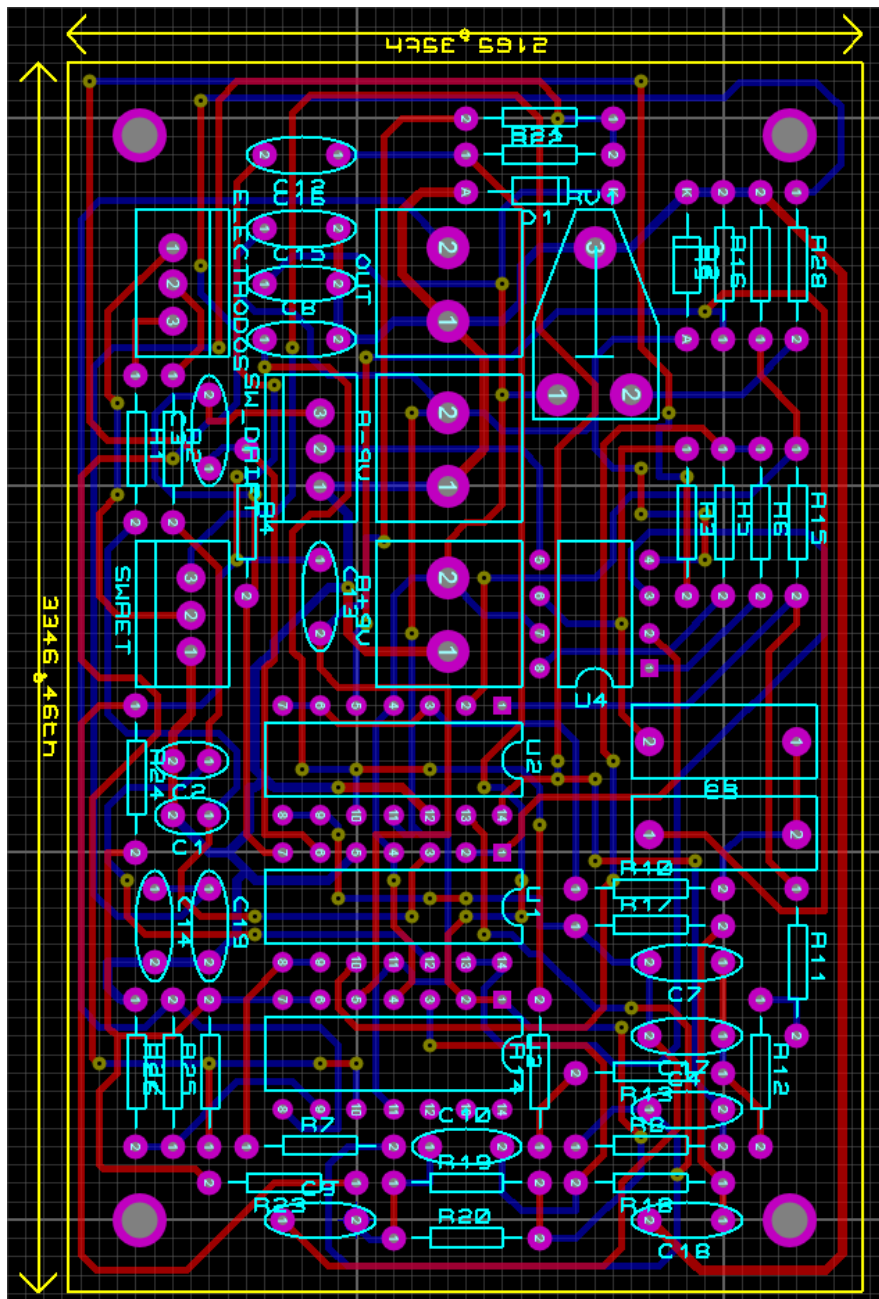
E.2 Capa inferior de la tarjeta del circuito analógico



E.3 Capa de etiquetado superior de la tarjeta del circuito analógico

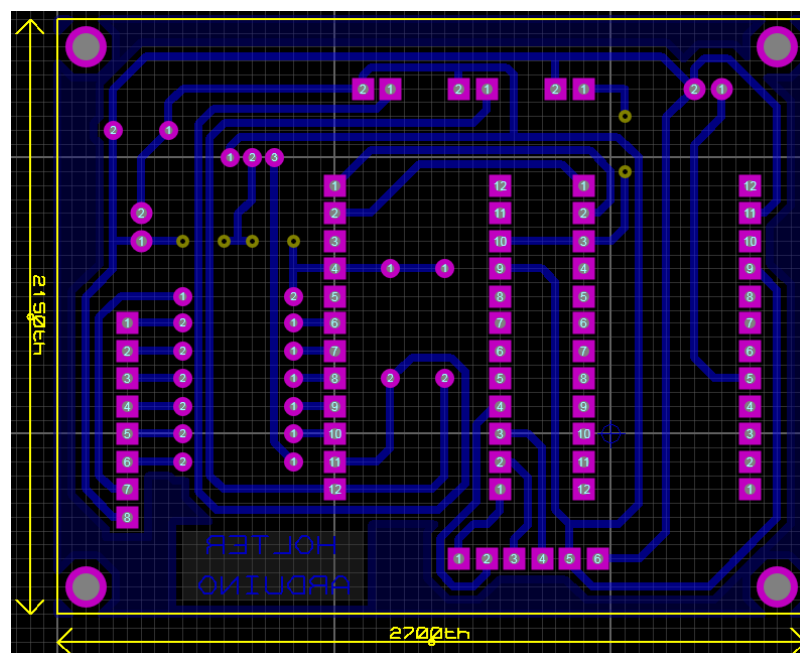


E.4 PCB final del circuito analógico

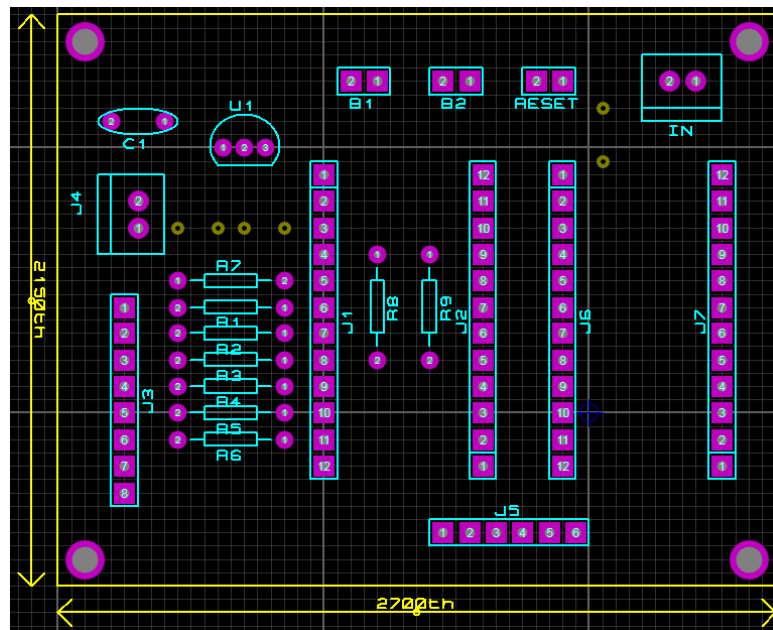


ANEXO F: PCB del circuito digital

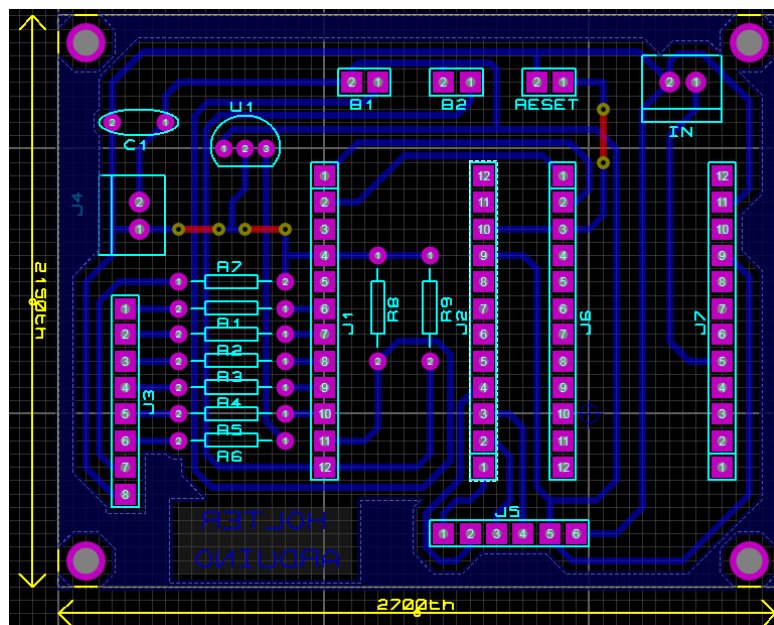
F.1 Capa inferior de la tarjeta del circuito digital



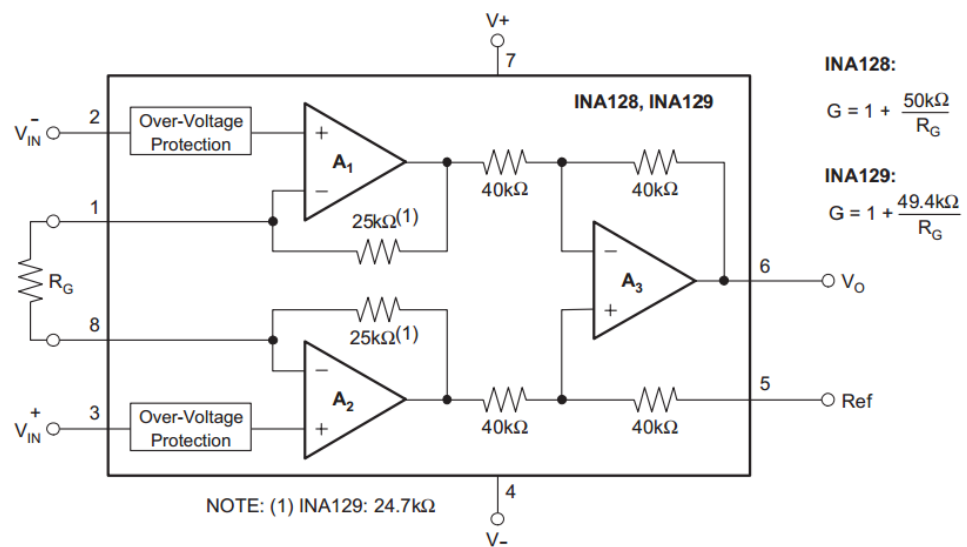
F.2 Capa de etiquetado superior de la tarjeta del circuito digital



F.3 PCB final del circuito digital



ANEXO G: Esquema interno del INA129



ANEXO H: Manual de usuario del EKG Viewer

Una vez terminado el análisis cardiaco por parte del Holter de EKG con memoria SD, se procede a conectar la memoria micro SD en el computador y a mover el archivo de texto DATALOG.

El archivo debe estar ubicado en el mismo lugar del software (Ver figura H.1).

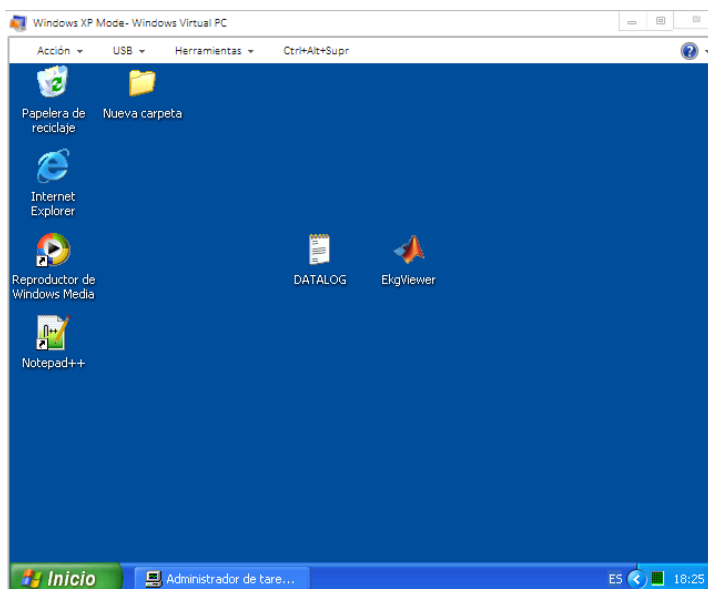


Figura H.1 Archivo DATALOG junto con el software Ekg Viewer

Luego de esto, ejecutamos el programa EKG Viewer y se abrirá la ventana de bienvenida del mismo (Ver figura H.2).



Figura H.2 Ventana de bienvenida

Al presionar el click izquierdo en el botón analizar se procede a leer e interpretar los datos del archivo DATALOG. Esto puede tardar unos segundos dependiendo de cuantas horas se haya trabajado con el equipo. Luego de esto, el software mostrará la señal en la pantalla y en la esquina superior derecha se mostrarán los Bpm (Ver figura H.3). Si el archivo DATALOG no está ubicado junto con el ejecutable, el software no leerá los datos.

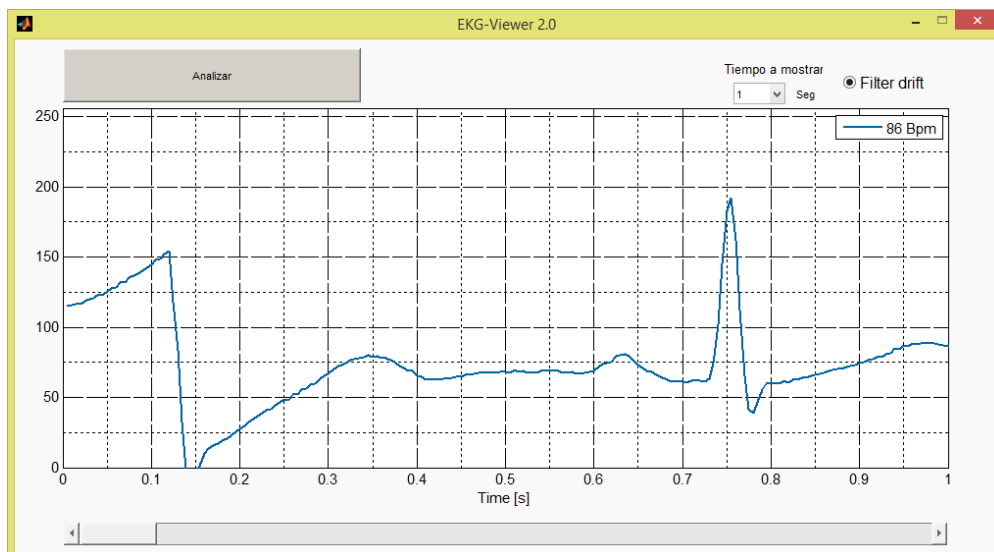


Figura H.3 Señal mostrada a partir del archivo DATALOG

Por defecto, el programa muestra 1 segundo de señal en su pantalla, sin embargo, este valor puede ser modificado en el menú Tiempo a mostrar (Ver figura H.4)

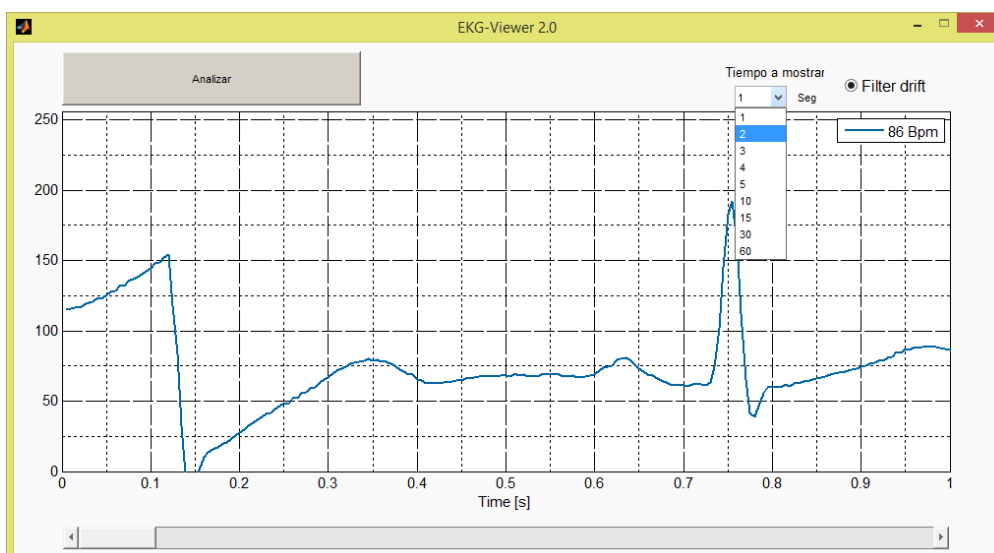


Figura H.4 Opciones de tiempo a mostrar en pantalla.

Como se muestra en la figura H.5, si se selecciona la opción 2, el rango a mostrar cambiará a 2 segundos y por ende se verá más señal cardiaca.

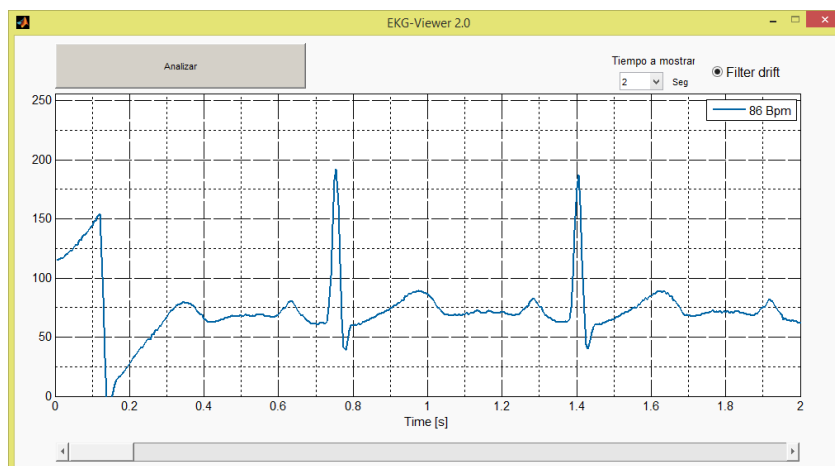


Figura H.5 visualización de 2 segundos de datos por pantalla

Para finalizar si se desea desplazar por la señal, se debe hacer uso del scrollbar para recorrer de inicio a fin los datos grabados por el prototipo de Holter de EKG (Ver figura H.6).

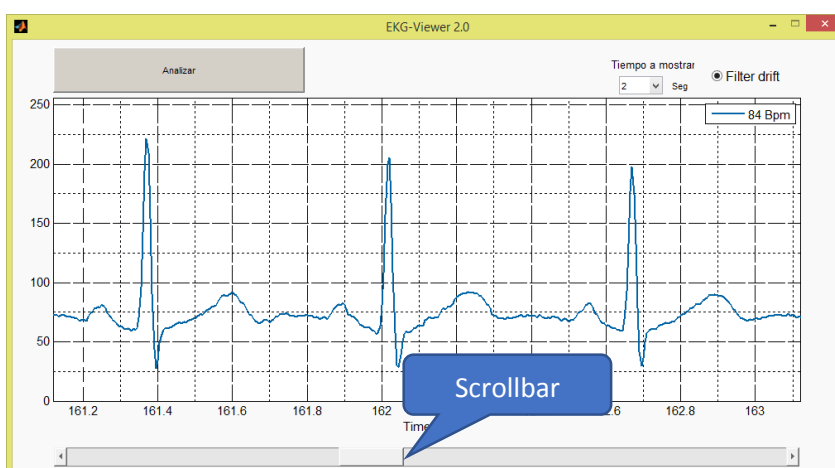


Figura H.6 Señal desplazada con el scrollbar.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Pontificia Universidad Javeriana, Biología celular, <http://www.javeriana.edu.co/Facultades/Ciencias/neurobioquimica/libros/celular/celula.htm>, fecha de consulta Febrero 2015
- [2] Profesor en Línea, Potencial Bioelectrico y Sinapsis, http://www.profesorenlinea.cl/Ciencias/Sinapsis_potencial_bioelectrico.html, fecha de consulta Febrero 2015
- [3] Dr. Zey, Fisiología del ser humano, <http://zeyramos.blogspot.com/2013/06/potencial-de-membrana-en-reposo.html>, fecha de consulta Febrero 2015
- [4] Universidad de Concepción, Potenciales Bioeléctricos, <http://www.cfrd.cl/neurona/potenciales/potenciales.html>, fecha de consulta Febrero 2015
- [5] Karina Brevis, Potencial de reposo y potencial de acción, <http://es.slideshare.net/kobold2/potencial-dereposoypotencialdeaccion>, fecha de consulta Febrero 2015
- [6] Carmen Espinosa, El sistema eléctrico del corazón, <http://enfermedadescorazon.about.com/od/El-corazon/a/El-Sistema-De-Conduccion-Del-Corazon.htm>, fecha de consulta Febrero 2015
- [7] Electrocardiografía.es, Activación eléctrica del corazón, http://www.electrocardiografia.es/a_electrica.html, fecha de consulta Febrero 2015

- [8] Universidad de Alcalá, Electrocardiografía, <http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/bioingenieria2/archivos/apuntos/tema%205%20-%20electrocardiografia.pdf>, fecha de consulta Febrero 2015
- [9] Centro nacional de información de ciencias médicas, Las derivaciones del electrocardiograma, http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/pdvedado/franco_02.pdf, fecha de consulta Febrero 2015
- [10] U.S. National Library of Medicine, Monitor Holter, <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003877.htm>, fecha de consulta Febrero 2015
- [11] David Saceda, Holter, <http://www.webconsultas.com/pruebas-medicas/cuando-se-hace-un-holter-12059>, fecha de consulta Febrero 2015
- [12] Arduino, Arduino Pro Mini, <http://arduino.cc/en/pmwiki.php?n=Main/ArduinoBoardProMini>, fecha de consulta Febrero 2015
- [13] Baboon, MicroSD storage board, <http://www.baboon.co.in/micro-sd-storage-board-micro-sd-tf-card-memory-shield-module-spi-micro-sd-adapter-arduino/>, fecha de consulta Febrero 2015
- [14] SparkFun, Graphic LCD 84x48 - Nokia 5110, <https://www.sparkfun.com/products/10168>, fecha de consulta Febrero 2015