

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MODELO FUNCIONAL DE
ELECTROCARDIOGRAFÍA UTILIZANDO CIRCUITOS INTEGRADOS DE
PROPÓSITO ESPECIFICO.**

OSCAR MAURICIO GELVEZ LIZARAZO



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

2013

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN MODELO FUNCIONAL DE
ELECTROCARDIOGRAFÍA UTILIZANDO CIRCUITOS INTEGRADOS DE
PROPÓSITO ESPECIFICO.**

OSCAR MAURICIO GELVEZ LIZARAZO

Trabajo de grado como requisito para optar al título en Ingeniero Electrónico

Director

M.Sc Jaime Guillermo Barrero Pérez

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

2013

A Dios todo poderoso, quien me ha otorgado la vida y me ha guiado por el sendero correcto.

A mi madre María Lucía, por brindarme todo su amor y fortaleza para ir siempre adelante.

A mi padre Carlos Julio, por la formación que me dio y por su apoyo incondicional.

A mis hermanos Edith, Kuan, Julio, Tintín y Pachito por su cariño, apoyo y total entrega.

A mis cuñados Oscar, Jacqueline y Johana mi madrina, por ser ejemplos de vida profesional y por enseñarme a superar todo obstáculo que se presente.

A Isabella Ardila mi compañera de vida, quien por su apoyo y motivación constante ha logrado que mantenga siempre mis sueños presentes.

A mis amigos Juan Pablo, Carlos, Julián, Edgar, Liceth, Jairo, Marcos y Rodrigo compañeros con los que compartí alegrías y tristezas demostrando que la amistad es un bloque sólido en el cual nos apoyamos, para subir cada vez más en la vida.

A Silvia, Albeiro y Felipe, por su compañía desde muy temprana edad en mi crecimiento personal y profesional.

A mis familiares por sus enseñanzas, consejos y apoyos que me han brindado a lo largo de la vida.

“La vida en muchas ocasiones nos golpea con fuerza, pero nuestra esperanza y perseverancia son las cualidades que nos ayudan a levantarnos, haciéndonos cada vez más fuertes”.

Oscar Mauricio Gelvez Lizarazo

AGRADECIMIENTOS

Agradecimientos especiales a mi director el profesor Jaime Guillermo Barrero Pérez por su constante apoyo y guía.

Agradecimiento a *Texas Instruments* [1] por facilitar el circuito integrado ADS1298 así como los reguladores de tensión y aisladores digitales utilizados en este proyecto.

Agradecimientos al grupo ERA por la atención prestada en los cambios de dispositivos a la tarjeta final de este proyecto.

Agradecimiento al Ingeniero Erwin Saavedra por sus enseñanzas sobre micro controladores *Freescale* lo cual permitió avanzar en este proyecto.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	15
1. ELECTROCARDIOGRAFIA.	17
1.1 ELECTROFISIOLOGÍA CARDIACA.	17
1.2 SEÑAL DE ELECTROCARDIOGRAFÍA.	21
1.3 DERIVACIONES ELECTROCARDIOGRAFÍCAS	23
1.3.1 Derivaciones.	23
1.3.2 Derivación de miembros Bipolares.	23
1.3.3 Derivación de miembros Unipolares.	24
1.3.4 Derivaciones Precordiales.	26
2. EL ELECTROCARDIÓGRAFO	28
2.1 HISTORIA.	28
2.2 DEFINICIÓN Y CONCEPTOS BÁSICOS.	30
2.3 MODELO FUNCIONAL DE ELECTROCARDIOGRAFÍA.	30
2.3.1 Bloque A. Adquisición Y Alimentación.	31
2.3.2 Bloque B. Procesamiento.	33
2.3.2.1 Filtrado de interferencia electromagnética.	40
2.3.2.2 Circuito de pierna derecha.	40
2.3.2.3 Terminal central de Wilson (WCT).	41
2.3.2.4 Amplificación.	43
2.3.2.5 Conversión análogo-digital ADC.	44
2.3.2.6 Sistemas de Control de Comunicación.	45
2.3.3 Bloque C. Módulo De Transmisión.	54
2.3.4 Bloque D. Visualización.	57

3. ANÁLISIS DE RESULTADOS Y CONCLUSIONES.	65
BIBLIOGRAFIA	75
ANEXOS	78

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Ciclo Cardíaco. [3]	18
Figura 2. Fases del potencial de acción. [5]	19
Figura 3. Sistema de Conducción Eléctrico del Corazón. [7]	20
Figura 4. Señal de Electrocardiografía ECG. [9]	22
Figura 5. A Plano frontal. B Plano sagital. [11]	23
Figura 6. Triangulo de Einthoven. [12]	24
Figura 7. Derivaciones unipolares aumentadas. [12]	25
Figura 8. Terminales señales precordiales. [13]	26
Figura 9 Willem Einthoven. [15]	29
Figura 10. Galvanómetro de cuerda. [16]	29
Figura 11. Diagrama de Bloques del Modelo Funcional de Electrocardiografía.	30
Figura 12. Electrodo. [21]	31
Figura 13. Cables apantallados para electrocardiografía. [22]	32
Figura 14. Fuente baterías recargables.	32
Figura 15. ADS1298 IPAG [1]	33
Figura 16. Terminales del ADS1298 IPAG [1]	34
Figura 17 Circuito generador de 5 [V].	35
Figura 18. Circuito generador de 3.3 [V].	35
Figura 19. Circuito generador de +2.5 [V].	36
Figura 20. Circuito generador de -2.5 [V].	36
Figura 21. Circuito de alimentación ADS1298.	37
Figura 22. Circuito de conexión de entrada para señales ECG del ADS1298.	38
Figura 23. Diagrama de bloques internos ADS1298.	39
Figura 24. Circuito de pierna derecha. [1]	41
Figura 25. Circuito Generador del WCT en el ADS1298 [1]	42

Figura 26. Implementación del PGA. [1]	43
Figura 27. Referencia Interna [1]	45
Figura 28. Salida de datos del Bus SPI para el ADS1298 (ocho canales). [1]	47
Figura 29. MC9S08QE32 de 44 pines. [24]	50
Figura 30. Terminales del MC9S08QE32.	51
Figura 31. Conexión SPI ADS1298 y MC9S08QE32.	54
Figura 32. Conexión puente USB serial – terminal USB.	55
Figura 33. Conexión puente USB serial – aislador.	56
Figura 34. Conexión aislador – microcontrolador.	56
Figura 35. Diagrama de pasos Labview	58
Figura 36. Modulo VISA configuration serial port y Set I/O buffer size.	58
Figura 37. Módulo elapsed time y botón stop	59
Figura 38 Módulo VISA Read.	60
Figura 39. Cambio string to byte array.	60
Figura 40. Separación y unión de bytes con indicadores gráficos.	61
Figura 41 Almacenamiento en registros.	62
Figura 42 Almacenamiento en archivo de Microsoft Excel.	62
Figura 43. GUI de ECG	63
Figura 44. Especificación de guardado nombre y tipo de archivo	64
Figura 45. Equipo médico de ECG BIOPACK SYSTEM.	65
Figura 46. Conexión tarjeta modelo funcional de ECG.	65
Figura 47. Conexión paciente tarjeta modelo funcional de ECG.	66
Figura 48. Señal aVR BIOPAC	67
Figura 49. Señal aVR Modelo ECG	67
Figura 50. Señal aVF BIOPACK	67
Figura 51. Señal aVF Modelo ECG	68
Figura 52. Señal aVL BIOPACK	68
Figura 53. Señal aVL Modelo ECG	68
Figura 54. Señal DI BIOPACK	69
Figura 55. Señal DI Modelo ECG	69

Figura 56. Señal DII BIOPACK	69
Figura 57. Señal DII Modelo ECG	70
Figura 58. Señal DIII BIOPACK	70
Figura 59. Señal DIII Modelo ECG	70
Figura 60. Señal V1 BIOPACK	71
Figura 61. Señal V1 Modelo ECG	71

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Derivaciones Bipolares	24
Tabla 2. Derivaciones Unipolares Básicas	25
Tabla 3. Derivaciones Unipolares Aumentadas	26
Tabla 4. Terminal Central de Wilson	41
Tabla 5. Rendimiento típico del WCT [1]	42
Tabla 6. Ganancia PGA contra BW de pequeña señal [1]	44
Tabla 7. Definición código de comandos	47
Tabla 8. Registros de Inicialización.	52

RESUMEN

TÍTULO: “Diseño y Construcción de un Modelo Funcional de Electrocardiografía Utilizando Circuitos Integrados de Propósito Específico”.

AUTOR: Oscar Mauricio Gelvez Lizarazo **.

PALABRAS CLAVE: Potencial de acción, derivaciones estándar ECG, electrodo, electrocardiograma, amplificación, filtrado, conversión digital, comunicación RS 232.

DESCRIPCIÓN: En los últimos años, la medición de la señal eléctrica del corazón se ha convertido en un indicador importante para el diagnóstico de ciertas patologías cardiacas, debido a las condiciones cotidianas del desarrollo de la humanidad y a sus hábitos dietarios; por ello se ha incrementado el uso del electrocardiógrafo (dispositivo que permite la visualización de dichas señales); sin embargo, el costo para la adquisición de este mecanismo es muy elevado, por ello es necesario fomentar el diseño y desarrollo de modelos de mejor desempeño, menor consumo de energía y de bajos costos, dirigidos específicamente a centros de salud de nivel I y II cuya carencia es evidente.

Para la solución de este problema se diseñó y desarrollo un modelo funcional basado en el circuito integrado ADS1298 [1] de *Texas Instruments* específico de electrocardiografía, el cual es dirigido por un microcontrolador que determina la ganancia de los amplificadores programables, registros de almacenamiento, frecuencia de muestreo de la señal ECG, además de comunicarse con los conversores digitales, los cuales proporcionan la señal digitalizada para permitir a través de un puente USB enviar las señales eléctricas del corazón a un PC. Finalmente mediante el diseño de una GUI (Interfaz Gráfica de Usuario) se visualizan y almacenan los datos correspondientes a la actividad eléctrica del corazón.

* Proyecto de grado

** Facultad de Ingenierías físico Mecánicas. Escuela de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Telecomunicaciones. Director MSc Jaime Guillermo Pérez Barrero

ABSTRACT

TITLE: "Design and construction of a functional model of integrated circuits using electrocardiography of particular purpose".

AUTHOR: Oscar Mauricio Gelvez Lizarazo **.

KEYWORDS: Action potential, ECG standard leads, electrode, Electrocardiogram, amplification, filtering, digital conversion, RS 232 communication.

DESCRIPTION:

In recent years, the measurement of the electrical signal of the heart has become an important indicator for the diagnosis of certain cardiac pathologies due to everyday conditions of development of humanity and dietary habits, it has increased by the use electrocardiograph (a device that allows the display of such signs), but the cost for the acquisition of this mechanism is very high, so it is necessary to encourage the design and development of models for better performance, lower energy consumption and economic aimed specifically at health centers in tier I and II whose absence is obvious.

To solve this problem we designed and developed a working model based on the ADS1298 integrated circuit [1] Texas Instruments electrocardiography specific, which is managed by a microcontroller determines the programmable gain amplifiers, records storage, frequency sampling the ECG signal in addition to communicating with the digital converters, which provide the digitized signal to let through a USB bridge send electrical signals from the heart to a PC. Finally, by designing a GUI (Graphical User Interface) display and store data corresponding to electrical activity of the heart.

* Project of grade

** Faculty: physicochemical engineering. School: School of electrical, electronic engineering and telecommunications. Director: M.Sc. Jaime Guillermo Barrero Pérez.

INTRODUCCIÓN

El ser humano en su incesante investigación sobre sí mismo dio inicio a la aplicación tecnológica orientada a la medicina, específicamente en la rama cardiovascular, mostrando gran interés en el corazón. A partir de esto y con el paso de los años, se obtuvieron grandes descubrimientos como el potencial de acción y la forma eléctrica generada por el latido del corazón, con ello se demostró la relación de la corriente eléctrica en función de los movimientos cardiomusculares.

Por medio de estos descubrimientos se fue desarrollando un equipo médico que hoy permite dar registro de la actividad eléctrica cardíaca, llamado electrocardiógrafo. Este dispositivo se puede analizar principalmente en 5 etapas que involucran: adquisición de las señales por medio de electrodos, amplificación de la señal de ECG, filtrado, digitalización y adecuación de las señales para ser vistas en una pantalla.

Debido a la complejidad de este dispositivo, su elaboración implica un costo elevado y por ello muchos de los centros de salud de nivel medio y bajo cuyo presupuesto es limitado, no tienen una facilidad de acceso a esta unidad médica, siendo de vital importancia en la atención de urgencias. Además la incesante labor efectuada por el personal de salud en brigadas realizadas sobre zonas de difícil acceso, impiden llevar equipo médico especializado por causa de su tamaño.

Considerando las razones mencionadas anteriormente en este proyecto se diseñó y desarrolló un modelo funcional de electrocardiografía, a partir del circuito integrado ADS1298 de *Texas Instruments* el cual es específico para diseños de bioingeniería, este dispositivo es manejado por un microcontrolador quien inicializa

todos los registros para su correcto funcionamiento, entre ellos la ganancia de los amplificadores programables, el almacenamiento de los datos, la tasa de muestreo, el circuito interno del terminal central de Wilson, la digitalización y la comunicación SPI. Posteriormente se envían los datos al PC por medio de un FT232RL o puente USB, cuya comunicación digital se encuentra aislada por un ISO 7421e. El protocolo de comunicación es configurado en el microcontrolador para cumplir las especificaciones del envío RS232. Finalmente los datos son adquiridos por cualquier terminal USB del computador y por medio de Labview tomar estos datos para realizar el proceso de reordenamiento de la señal para finalmente visualizarla.

A partir de los elementos usados en este proyecto se logró un dispositivo funcional de un tamaño que permite una mayor movilidad y un bajo costo en la elaboración, lo cual facilita a los centros de salud tomar posesión de este mecanismo, contribuyendo finalmente al aumento de cobertura en diagnósticos de patologías cardiacas, que han crecido en los últimos años, debido a las condiciones cotidianas del desarrollo de la humanidad y a sus hábitos dietarios.

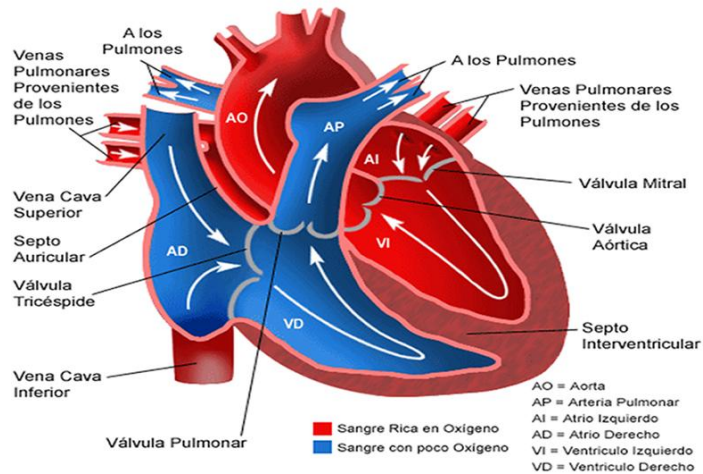
1. ELECTROCARDIOGRAFIA.

1.1 ELECTROFISIOLOGÍA CARDIACA.

El corazón es el órgano principal del aparato circulatorio, su tamaño es un poco mayor al puño de su portador, es una bomba muscular doble, autorregulada cuyas piezas funcionan al unísono para impulsar la sangre por todas partes del organismo. Cada mitad del corazón se compone de dos cámaras, la aurícula y el ventrículo.

La parte derecha del corazón recibe sangre poco oxigenada a través de las venas cavas superior e inferior hacia la aurícula, pasando posteriormente al ventrículo, a través de la válvula tricúspide en un flujo unidireccional, de ahí la sangre es impulsada a los pulmones, mediante la arteria pulmonar para que se oxigene. Seguidamente la sangre ingresa a la parte izquierda del corazón, específicamente a la aurícula, donde pasa al ventrículo por la válvula mitral o bicúspide, finalmente la sangre oxigenada es bombeada al cuerpo a través de la arteria aorta [2]. Ver Figura 1

Figura 1. Ciclo Cardiaco. [3]



Estos movimientos rítmicos se dan por contracciones y relajaciones musculares originadas por pequeñas descargas eléctricas, debido a los cambios de polarización de la célula cardiaca entre su interior y su exterior que incluyen la entrada y salida de múltiples cationes y aniones, definido como potencial de acción. Este potencial de acción tiene 5 fases las cuales son:

Fase 0: También llamada fase de despolarización rápida. La llegada de un estímulo o potencial de acción de una célula vecina, provoca la activación de canales rápidos de sodio Na^+ , permitiendo el ingreso de este y la despolarización de la fibra, esta fase termina cuando los canales rápidos de Na^+ quedan inactivos. Tiempo 0[ms] a 5[ms].

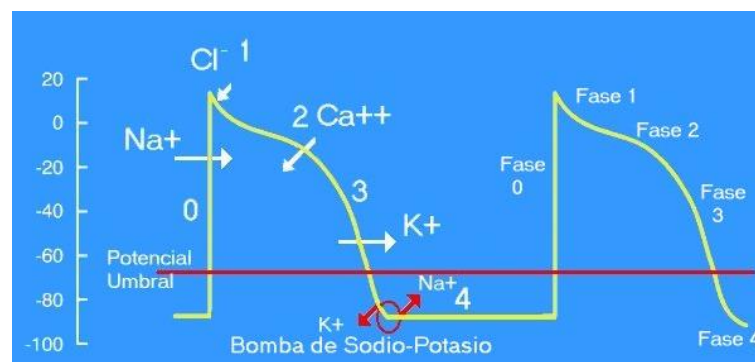
Fase 1: También llamada repolarización breve. El responsable de este periodo transitorio es el cierre e inactivación de los canales rápidos de Na^+ , a su vez en algunas células se activan canales de K^+ que ayudan en la repolarización. En esta fase hay aumento de permeabilidad de la membrana al Cl^- . Tiempo 5[ms] a 25[ms].

Fase 2: También llamada de meseta. El potencial de acción cardíaco se mantiene por un equilibrio entre la apertura de canales lentos Ca^{++} hacia el interior y la salida de K^+ . Tiempo 25[ms] a 150[ms].

Fase 3: También llamada de repolarización. Se presentan dos fenómenos, el primero consiste en el aumento de la conductancia de potasio, provocando la polarización de la célula y el segundo se debe a una disminución de la conductividad del calcio que contribuye a la repolarización. Tiempo 150[ms] a 200[ms].

Fase 4: También llamada potencial de membrana en reposo. Durante esta fase los sistemas de transporte activo restablecen las concentraciones iónicas modificadas por el desarrollo del potencial de acción. Tiempo 200[ms] a 300[ms]. [4]

Figura 2. Fases del potencial de acción. [5]



Ordenada [mV] - Abscisa [ms]

El potencial de acción es la base del sistema de conducción eléctrica (Ver figura 3) el cual funciona de forma similar al circuito eléctrico de un dispositivo automático que para este caso es el corazón, el cual funciona ininterrumpidamente con una fuerza y una frecuencia adecuadas a las necesidades del organismo. Este sistema consta de:

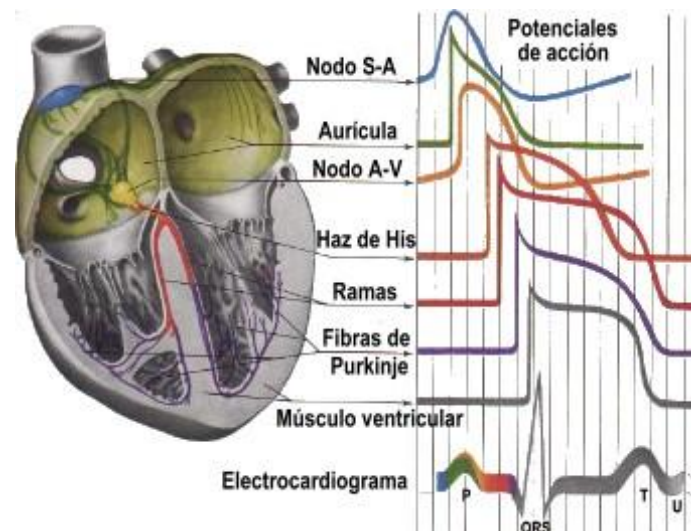
1. El nodo sinusal (SA): También llamado el marcapasos del corazón. Este actúa como un procesador, que decide el momento de contracción del corazón. Lanzando un pulso eléctrico que llega a las aurículas y al nodo auriculoventricular.

2. El nodo auriculoventricular (AV): Este nodo sería un segundo procesador que se encarga de controlar que el nodo sinusal no se haya equivocado, actuando a modo de filtro si vienen muchos impulsos o enviando impulsos si no llega ninguno.

3. El haz de His: Está compuesto de dos ramas que corren a lo largo del lado derecho e izquierdo del tabique ventricular, suministrando los impulsos eléctricos a su respectivo ventrículo.

4. Fibras de Purkinje: Ambas ramas del haz de His terminan en una red de fibras que se encuentran ubicadas en las paredes de los ventrículos, el impulso cardiaco viaja por estas fibras causando la despolarización y contracción de los ventrículos.
[6]

Figura 3. Sistema de Conducción Eléctrico del Corazón. [7]



1.2 SEÑAL DE ELECTROCARDIOGRAFÍA.

Existen dos componentes principales de una señal de electrocardiografía, las ondas y los segmentos. Las ondas aparecen como deflexiones por encima y por debajo de la línea base. Los segmentos son secciones de la línea de base entre dos ondas. Se pueden observar tres ondas principales (Ondas P, Q y T) en la señal de electrocardiografía. Ver figura 4:

Onda P: Producida por la despolarización auricular. La duración aproximada de la onda es de 0.06 [s]. Esta onda indica la función del nodo SA. Se puede observar mejor en las derivaciones DII y VI donde se ven positivas.

Intervalo PR: Es el espacio medido entre el inicio de la onda p y el inicio del complejo QRS, está producido por el retraso del impulso que viene de las aurículas al pasar por el nodo AV y en menor medida al retraso que se produce al pasar el impulso por el haz de His. Suele medirse en la derivación DII.

Onda Q: Es la primera deflexión negativa que sigue a la onda P y al intervalo PR. Suele estar presente en las derivaciones DI, DII, DIII, aVF y casi siempre V5-V6. La duración es de 0.01 y 0.02 [s].

Onda R: Es la primera deflexión positiva después de la onda Q, si esta última no es visible la onda R es la primera deflexión después del intervalo PR.

Onda S: Es la deflexión durante la despolarización ventricular.

Complejo QRS: Representa la progresión de la despolarización ventricular. La duración es variable según la edad de la persona y pasa a un valor medio de 0.06 [s] en el recién nacido a 0.08 [s] a los 12 años, valores mayores de 0.01 [s] son considerados anormales.

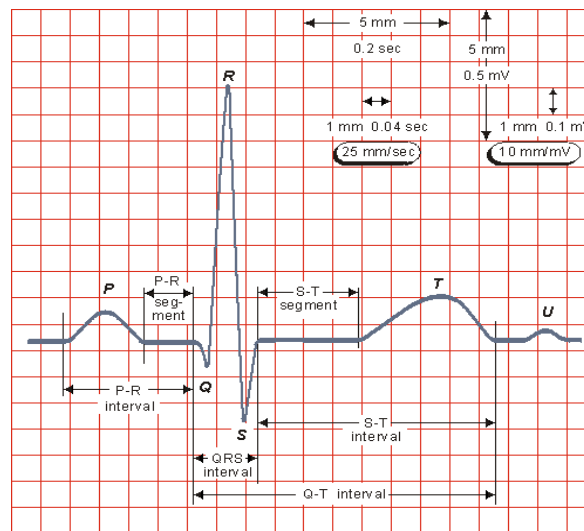
El segmento ST: Es una línea isoeleétrica (horizontal) sin voltaje, va desde el final del complejo QRS hasta el inicio de la onda T. La elevación o descenso del ST de hasta un milímetro mm no es anormal.

Onda T: Indica la repolarización de los ventrículos, es asimétrica, tiene forma curvada por lo general. Puede ser negativa en la derivación DI y positiva en aVR, durante los primeros días de vida, por encima del primer mes de edad es positiva en derivaciones DI, DII, aVF y negativa en aVR

Intervalo QT: Se mide desde el inicio del complejo QRS, hasta el final de la onda T, indica la duración total de despolarización y repolarización.

Onda U: Se cree que es producida por la repolarización ventricular de las células de Purkinje. [8]

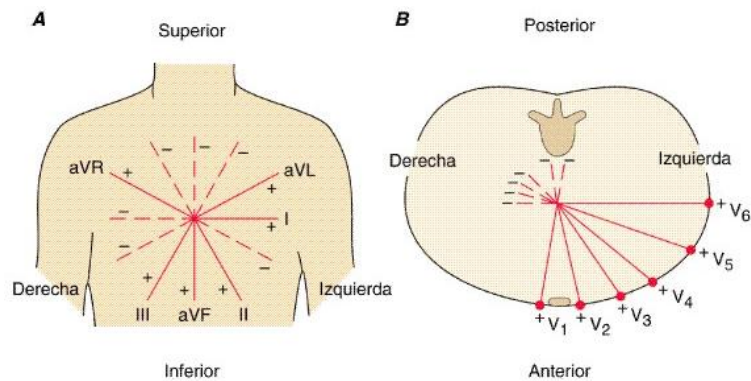
Figura 4. Señal de Electrocardiografía ECG. [9]



1.3 DERIVACIONES ELECTROCARDIOGRÁFICAS

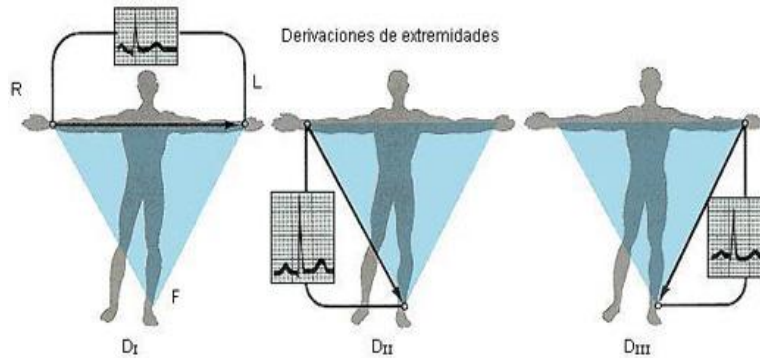
1.3.1 Derivaciones. En la electrocardiografía se utilizan 12 puntos en la obtención de señales ECG, estos puntos son llamados, derivaciones las cuales se pueden encontrar en dos planos perpendiculares entre sí, el frontal y el sagital (Ver figura 5). Mediante el plano frontal se analizan las derivaciones bipolares estándar de *Einthoven* y unipolares ampliadas de *Wilson*, mientras que en el plano sagital encontramos las derivaciones precordiales. [10]

Figura 5. A Plano frontal. B Plano sagital. [11]



1.3.2 Derivación de miembros Bipolares. Las derivaciones bipolares de *Einthoven* se denominan DI, DII y DIII formando un triángulo equilátero (Triángulo de *Einthoven*) (Figura 6). Estas señales son obtenidas a partir de tres electrodos colocados en los brazos derecho (RA), izquierdo (LA) y en el pie izquierdo (LL). Además de los tres electrodos se utiliza uno más, como referencia en el pie derecho, para ayudar a obtener un trazado más estable. [10].

Figura 6. Triangulo de *Einthoven*. [12]



Las derivaciones bipolares de *Einthoven* se determinan por medio de las ecuaciones en la tabla 1

Tabla 1. Derivaciones Bipolares

$DI = V_{LA} - V_{RA}$ (1)	$DII = V_{LL} - V_{RA}$ (2)	$DIII = V_{LL} - V_{LA}$ (3)
----------------------------	-----------------------------	------------------------------

Donde las tensiones V_{LA} , V_{RA} y V_{LL} son los voltajes tomados en los brazos izquierdo, derecho y pierna izquierda respectivamente.

1.3.3 Derivación de miembros Unipolares. Las derivaciones unipolares básicas se denominan V_R , V_L y V_F formando un triángulo equilátero. Estos potenciales son registrados por tres electrodos activos de ECG ubicados en los brazos derecho (R) e izquierdo (L) y en el pie izquierdo (F) con respecto a un punto de referencia denominado terminal central de *Wilson* (CT).

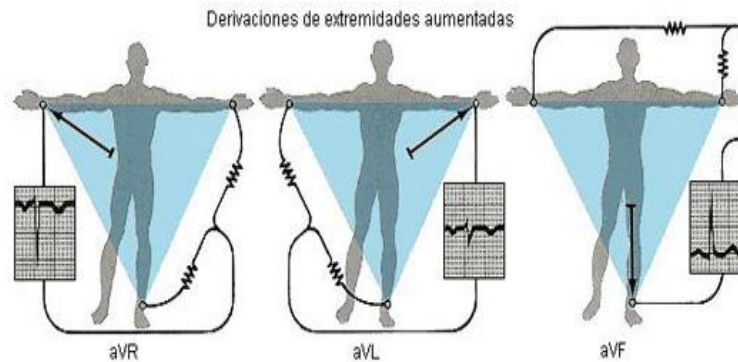
Las derivaciones unipolares aumentadas se denominan aV_R , aV_L y aV_F . Estos potenciales se determinan de la siguiente manera:

Derivación unipolar aumentada brazo derecho aV_R : El brazo derecho es tomado como referencia positiva, mientras el brazo izquierdo y la pierna izquierda son la referencia negativa a partir de un punto común.

Derivación unipolar aumentada brazo izquierdo aVL: El brazo izquierdo es tomado como referencia positiva, mientras el brazo derecho y la pierna izquierda son la referencia negativa a partir de un punto común.

Derivación unipolar aumentada de pie izquierdo aVF: La pierna izquierda es tomada como referencia positiva, mientras los brazos derecho e izquierdo son la referencia negativa a partir de un punto común. Ver figura 7.

Figura 7. Derivaciones unipolares aumentadas. [12]



Las derivaciones unipolares básicas y unipolares aumentadas se determinan por medio de las ecuaciones encontradas en las tablas 1.2 y 1.3 respectivamente.

Tabla 2. Derivaciones Unipolares Básicas

$V_R = V_{RA} - V_{WCT}$ (4)	$V_R = \frac{2V_{RA} - V_{LA} - V_{LL}}{3}$ (7)
$V_L = V_{LA} - V_{WCT}$ (5)	$V_L = \frac{2V_{LA} - V_{RA} - V_{LL}}{3}$ (8)
$V_F = V_{LL} - V_{WCT}$ (6)	$V_F = \frac{2V_{LL} - V_{RA} - V_{LA}}{3}$ (9)

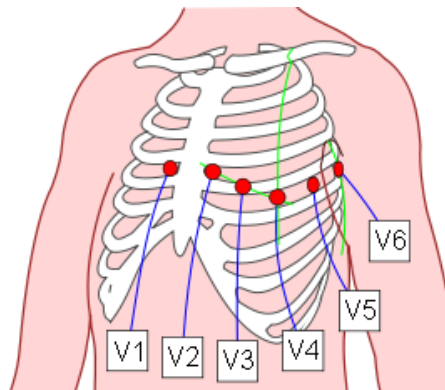
Tabla 3. Derivaciones Unipolares Aumentadas

$aV_R = V_{RA} - V_{WCT}$ <p>(10)</p>	$V_R = \frac{2V_{RA} - V_{LA} - V_{LL}}{2}$ <p>(13)</p>	$aV_R = -\frac{DII + DIII}{2}$ <p>(16)</p>
$aV_L = V_{LA} - V_{WC}$ <p>(11)</p>	$V_L = \frac{2V_{LA} - V_{RA} - V_{LL}}{2}$ <p>(14)</p>	$aV_L = \frac{DI - DIII}{2}$ <p>(17)</p>
$aV_F = V_{LL} - V_{WC}$ <p>(12)</p>	$V_F = \frac{2V_{LL} - V_{RA} - V_{LA}}{2}$ <p>(15)</p>	$aV_F = \frac{DI + DIII}{2}$ <p>(18)</p>

Donde las tensiones V_{LA} , V_{RA} y V_{LL} son los voltajes tomados en los brazos izquierdo, derecho y pierna izquierda respectivamente referenciadas a tierra.

1.3.4 Derivaciones Precordiales. Estas derivaciones suministran información del ECG en el plano sagital y son de mayor amplitud que las derivaciones de miembros (bipolares, unipolares básicas y unipolares aumentadas). Se obtienen colocando los electrodos en varias posiciones anatómicamente definidas sobre la pared del pecho. [10] Ver Figura 8.

Figura 8. Terminales señales precordiales. [13]



Según la figura 8 las derivaciones precordiales se encuentran específicamente en:

Derivación Precordial V1: Cuarto espacio intercostal, inmediatamente a la derecha del esternón.

Derivación Precordial V2: Cuarto espacio intercostal, inmediatamente a la izquierda del esternón.

Derivación Precordial V3: Directamente entre V_2 y V_4 .

Derivación Precordial V4: Quinto espacio intercostal, en la línea medio clavicular izquierda.

Derivación Precordial V5: Quinto espacio intercostal, en la línea axilar anterior izquierda.

Derivación Precordial V6: Quinto espacio intercostal, en la línea medio axilar izquierda.

Las derivaciones precordiales V1 y V2 se colocan sobre el ventrículo derecho.

Las derivaciones precordiales V3 y V4 yacen sobre el tabique ventricular.

Las derivaciones precordiales V5 y V6 se colocan sobre el ventrículo izquierdo. [6]

2. EL ELECTROCARDIOGRAMA

2.1 HISTORIA.

Desde finales del siglo XIX el electrocardiógrafo se ha convertido en uno de los instrumentos más utilizados para el diagnóstico de enfermedades cardíacas. El padre de la electrocardiografía *Willem Einthoven* (ver figura 9) fue quien en el año 1893 por primera vez introdujo el término “Electrocardiograma”, durante un encuentro con la asociación médica holandesa, a su vez después de innumerables investigaciones fue quien en 1902 dio a conocer el primer electrocardiógrafo basado en un galvanómetro de cuerda (ver figura 10), el cual permitió recoger un electrocardiograma convirtiéndose este en la primer herramienta que abrió las puertas para una nueva era en el estudio del corazón.

El galvanómetro de *Einthoven* ocupaba 2 cuartos, pesaba 600 libras y requería de 5 operadores encargados del funcionamiento y mantenimiento del sistema de enfriamiento de los electro magnetos, gracias a este avance se pudieron determinar enfermedades, permitiendo entender el sistema de conducción del corazón, por tal razón muchos investigadores buscaron adquirir esta herramienta entre ellos: *Edward Schafer* de la Universidad de Edimburgo, quien fue el primero en comprar un galvanómetro para uso clínico, a su vez *Thomas Lewis* Medico del *University College Hospital*, de Londres lo adquirió, siendo de gran importancia para el lanzamiento del electrocardiógrafo en el ámbito médico. [14]

Figura 9 Willem Einthoven. [15]

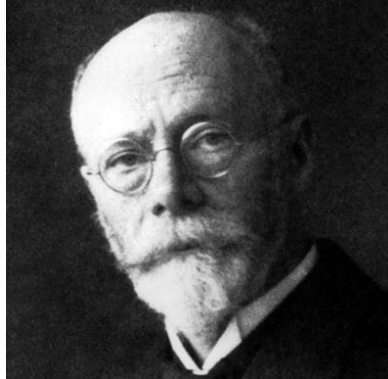
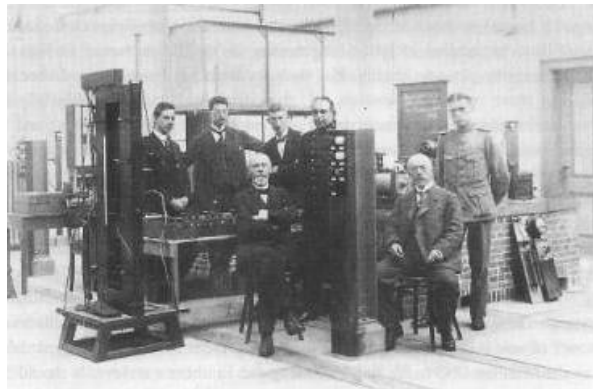


Figura 10. Galvanómetro de cuerda. [16]



Muchos investigadores ahondaron en el tema y fue en el año 1910 que se publicó la primera revista americana de electrocardiografía. En ella se describían anomalías como: hipertrofia ventricular, latidos ectópicos auriculares y ventriculares, la fibrilación auricular y ventricular entre otras. Hoy por hoy tras más de 100 años, el electrocardiógrafo de *Einthoven* continúa siendo fundamental en la medicina moderna, considerando que a lo largo de la historia se han determinado y/o diagnosticado muchas enfermedades cardiacas gracias a este invaluable instrumento que fue, es y será una herramienta indispensable para la humanidad. [17]

2.2 DEFINICIÓN Y CONCEPTOS BÁSICOS.

El electrocardiógrafo es un dispositivo electrónico que capta, filtra, amplifica y permite la visualización de señales originadas por la actividad eléctrica del corazón. La adquisición de estas señales se realiza a través de transductores (electrodos) ubicados en las 4 extremidades del cuerpo humano y en las 6 posiciones precordiales vistas en la sección 1.3 del presente libro. El registro proporcionado por el electrocardiógrafo es definido como electrocardiograma (ECG). Mediante cada una de las etapas que componen este equipo se busca obtener signos cardiacos más puros permitiendo confiabilidad a la hora de establecer un diagnostico por parte del personal médico.

2.3 MODELO FUNCIONAL DE ELECTROCARDIOGRAFÍA.

El modelo funcional de electrocardiografía planteado en este proyecto se fundamenta en 4 bloques esenciales, a partir de los cuales en cada una de las etapas se realiza un proceso indispensable a la señal de ECG permitiendo la visualización al final del proceso. El esquema general para este proyecto se observa a continuación:

Figura 11. Diagrama de Bloques del Modelo Funcional de Electrocardiografía.



Al igual que todo electrocardiógrafo este modelo funcional tiene cada una de las etapas necesarias para obtener señales de ECG en un dispositivo visualizador, para este caso en específico será un computador. Para hacer más énfasis en

cómo se diseñó y desarrollo este prototipo de electrocardiografía procedemos a analizar etapa por etapa.

2.3.1 Bloque A. Adquisición Y Alimentación. Todo sistema o dispositivo electrónico es utilizado con el fin de procesar señales eléctricas de diferentes fuentes, ya sean biológicas, eólicas, sonoras, lumínicas o de cualquier otra. Para poder transformar las diferentes energías en señales eléctricas, es necesario utilizar un dispositivo denominado transductor que para este caso es el electrodo (ver figura 12). Este elemento permite transformar las corrientes iónicas del cuerpo humano en corrientes o señales eléctricas, las cuales poseen la información que deseamos analizar y procesar.

Figura 12. Electrodo. [21]



Las señales eléctricas proporcionadas por el electrodo, son trasferidas al modelo funcional de electrocardiografía a través de un cable apantallado, el cual permite una transmisión libre de interferencias o distorsión alguna, debido a sus características de ruido muy bajo y alta calidad. (Ver figura 13)

Figura 13. Cables apantallados para electrocardiografía. [22]



La alimentación de voltaje de todo el modelo funcional de electrocardiografía planteado en este proyecto es tomada de dos fuentes diferentes:

La primera fuente son 4 baterías AAA recargables las cuales proporcionan 6 [V] al conectarlas en serie como se observa en la figura 14.

La segunda fuente es la tensión tomada del puerto USB que es también de 6 [V] para la alimentación del puente USB FT232 que se explicara más adelante.

Figura 14. Fuente baterías recargables.



Como se observa en la anterior imagen, las baterías AAA se encuentran conectadas en serie suministrando 6[V] entre el cable rojo y el cable negro que proporcionara la referencia de tierra digital del circuito.

2.3.2 Bloque B. Procesamiento. A partir de las señales eléctricas proporcionadas por la etapa de adquisición, se procede a realizar un procesamiento y/o adecuación, por medio del circuito integrado (CI) de propósito específico ADS1298 de Texas Instruments (ver figura 15). Este CI permite realizar:

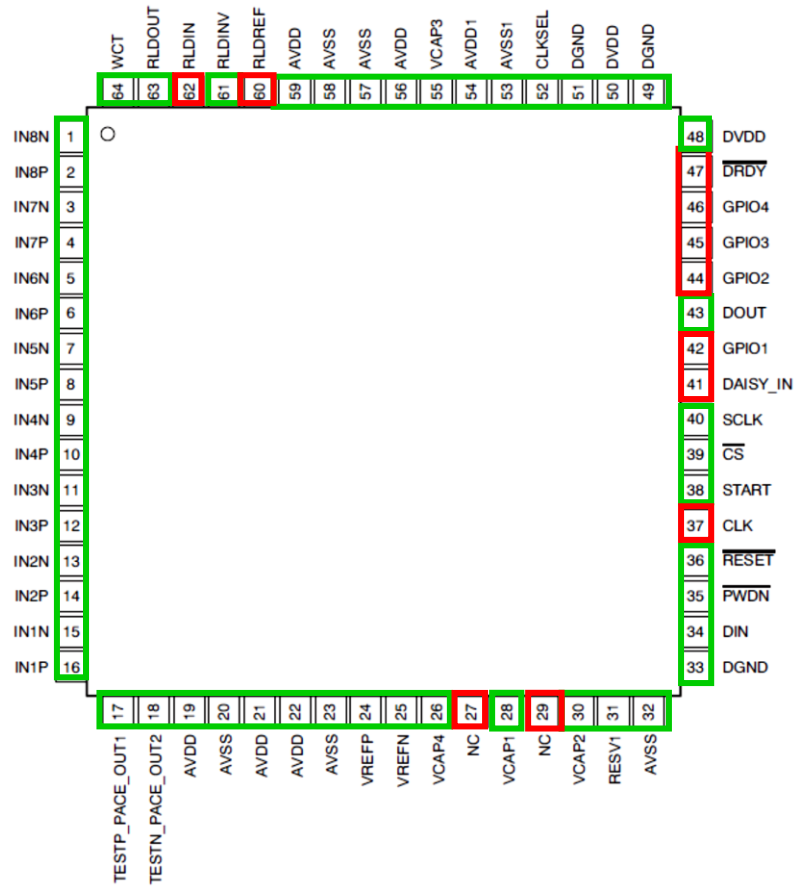
- Instrumentación médica en tres ramas ECG (electrocardiografía), EMG (electromiografía) y EEG (electroencefalografía), para este caso se usa el ECG.
- Adquisición de alta precisión, simultánea y multicanal.

Figura 15. ADS1298 IPAG [1]



El circuito integrado ADS1298 tiene 64 terminales de los cuales 53 son necesarios para el funcionamiento en modo ECG como se mencionó anteriormente.

Figura 16. Terminales del ADS1298 IPAG [1]



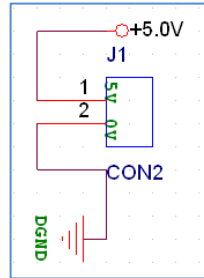
De la anterior figura se puede observar que los terminales encerrados por el recuadro de color verde son los necesarios para el funcionamiento en modo ECG, los demás terminales en rojo no son usados en este proyecto.

Para el funcionamiento del ADS1298 son necesarios 3 niveles de tensión debido a los 3 tipos de terminal de alimentación AVSS, AVDD y DVDD, los cuales corresponden a -2.5 [V], +2.5 [V] y 3.3 [V] respectivamente.

En el circuito de la figura 19 podemos observar que por medio del conector con2 se genera el terminal de entrada para la señal de 5 [V] al circuito a partir de las 4 baterías AAA. Este circuito es usado como voltaje de alimentación para la

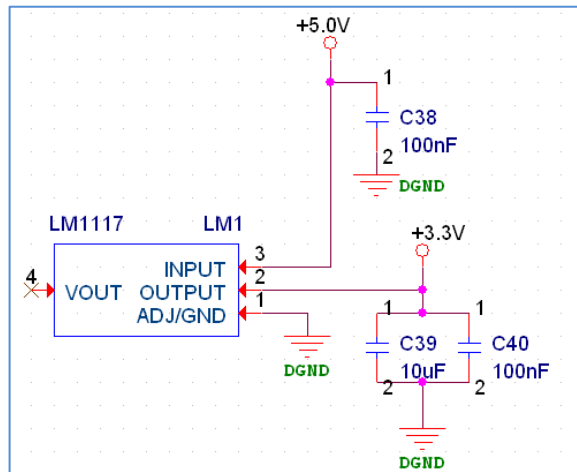
generación de los tres diferentes niveles de tensión para el funcionamiento de los dispositivos.

Figura 17 Circuito generador de 5 [V].



Para obtener estos 3 valores de tensión se hace necesario el uso de 3 reguladores de tensión diferentes, uno para cada valor de voltaje, comenzando con la referencia para los circuitos digitales como los módulos ADC y SPI del ADS1298 así como del microcontrolador. Esto se logra por medio del regulador LM1117 a partir del cual se obtienen 3.3 [V] como se muestra en las siguientes conexiones de este dispositivo.

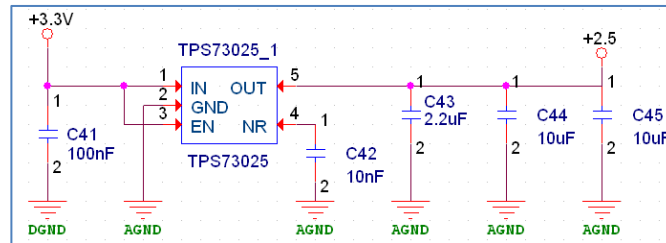
Figura 18. Circuito generador de 3.3 [V].



En el circuito de la figura 18 podemos observar que se genera una señal de +2.5 [V] a partir de una tensión de 3.3 [V] proveniente del regulador LM1117 a la

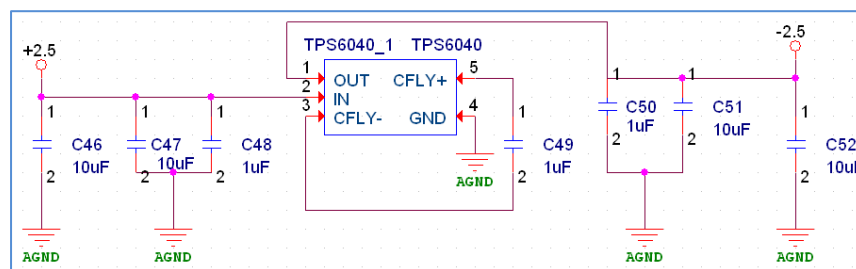
entrada del circuito. Lo anterior se logra por medio del regulador de tensión TPS73025 de *Texas Instruments*, el cual posee un rango de voltaje de entrada de 2.7 [V] a 5.5 [V]. Este circuito es usado como voltaje positivo que se conecta al terminal AVDD del ADS1298.

Figura 19. Circuito generador de +2.5 [V].



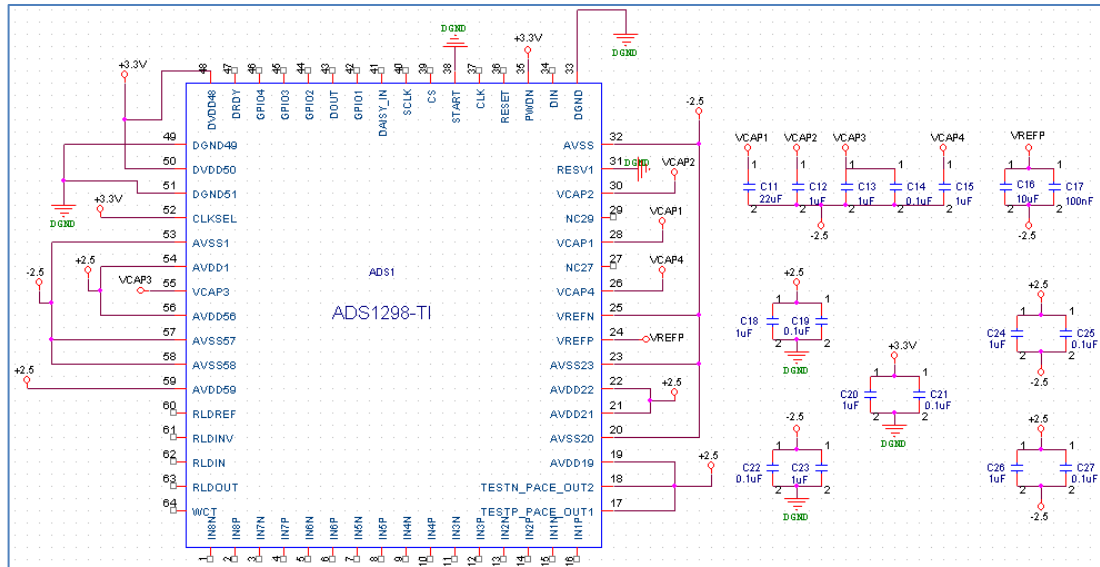
En el circuito mostrado en la figura 20 podemos observar que se genera una señal de -2.5 [V] a partir de una tensión de +2.5 [V] proveniente del regulador TPS73025. Lo anterior se logra por medio del regulador TPS6040 de *Texas Instruments*, el cual posee un rango de voltaje de entrada de 1.8 [V] a 5.5 [V]. Este circuito es usado como voltaje negativo que se conecta al terminal AVSS del ADS1298.

Figura 20. Circuito generador de -2.5 [V].



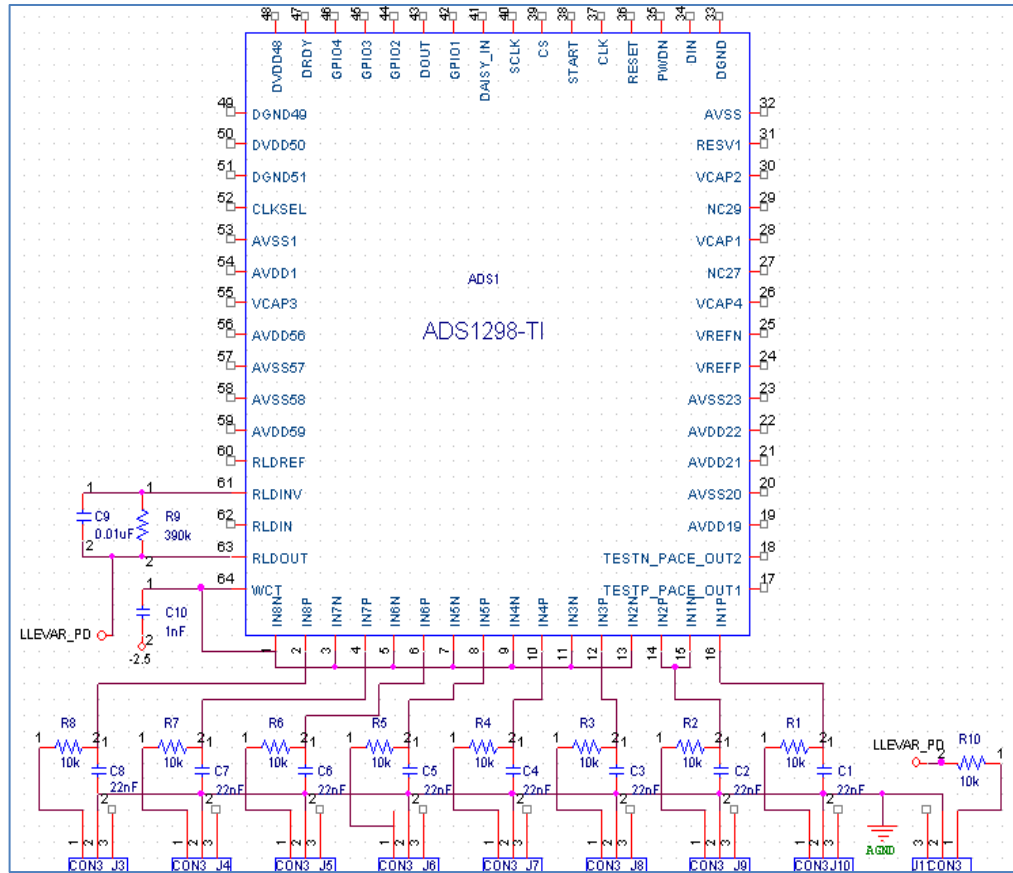
Al generar los niveles de tensión necesarios para el funcionamiento del ADS1298 se procede a establecer el circuito necesario de alimentación:

Figura 21. Circuito de alimentación ADS1298.



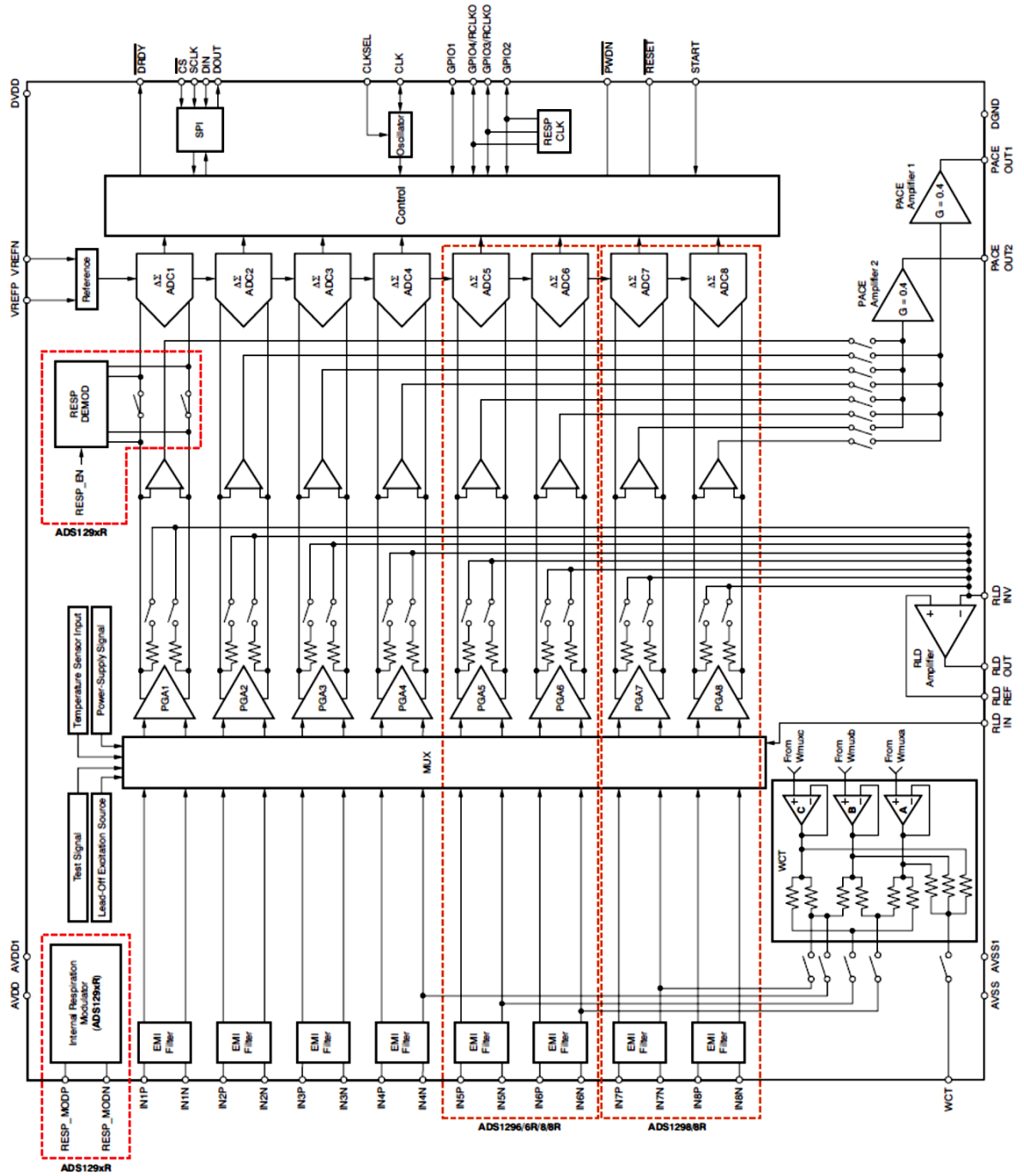
Mediante el circuito anterior el ADS1298 ya puede funcionar, sin embargo es necesario proporcionarle las señales que va a procesar y configurarle todos los registros para que realice las operaciones que se desean. Antes de analizar la configuración y los dispositivos internos, el siguiente circuito muestra las conexiones para la entrada de las señales de corazón que son suministradas por el paciente y que son transmitidas al modelo funcional de electrocardiografía por medio de los cables apantallados.

Figura 22. Circuito de conexión de entrada para señales ECG del ADS1298.



Con las señales biológicas conectadas correctamente a los terminales de entrada de IN1 a IN8 del ADS1298, con los niveles de tensión y su circuito de alimentación se procede a describir el circuito integrado en su interior como lo muestra la siguiente figura:

Figura 23. Diagrama de bloques internos ADS1298.



A partir de la anterior figura se enlistan los bloques usados para el funcionamiento en modo ECG así:

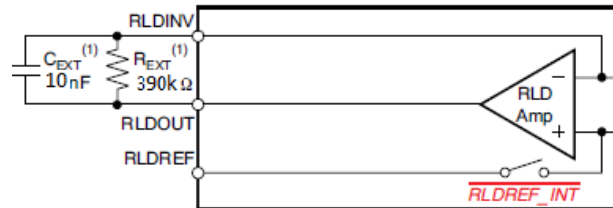
1. Filtrado de interferencia electromagnética.
2. Terminal central de Wilson (WCT).
3. Circuito de pierna derecha.
4. Amplificación.
5. Conversión análogo-digital ADC.
6. Sistema de control de comunicación.

2.3.2.1 Filtrado de interferencia electromagnética. En esta primera sub parte del procesamiento, encontramos en cada una de las entradas de los 8 canales del ADS1298 un filtro RC que actúa como un filtro EMI en todos los canales. Los filtros de interferencia electromagnética (EMI), también conocidos como filtros de interferencia de radiofrecuencia (RFI), son dispositivos electrónicos pasivos (formados por varios componentes) usados para suprimir interferencias conducidas en cualquier línea de potencia. Esta interferencia es una emisión electromagnética inaceptable, ya sea natural o artificial, que produce la degradación o el mal funcionamiento de equipos electrónicos o eléctricos. La interferencia de radio frecuencia (RFI) es energía eléctrica perjudicial en el rango de frecuencia, específicamente en la frecuencia de radio transmisión. En el ADS1298 el ancho de banda del filtro a -3dB es aproximadamente de 3 [MHz].

2.3.2.2 Circuito de pierna derecha. Teniendo en cuenta la información sobre las derivaciones eléctricas del corazón en el capítulo 1, para este dispositivo se toman como entradas las señales eléctricas provenientes de las siguientes 3 extremidades: brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda, también como entrada será la derivación precordial que se desee. Existe solo una salida en el bloque de entrada en este dispositivo, que funcionara como una señal para contribuir a la disminución del ruido y es la conexión a pierna derecha. Esta señal de salida antes de inyectarla al paciente es necesaria que pase por una configuración inversora que permita poner en valores negativos la señal con el fin

de que al mezclarse con las señales generadas por el paciente se reduzca los niveles de ruido ver figura 24.

Figura 24. Circuito de pierna derecha. [1]



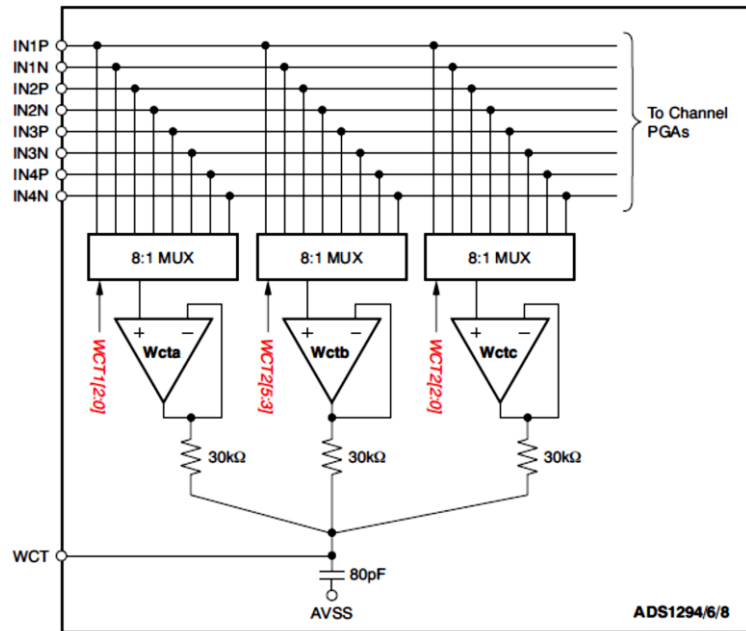
2.3.2.3 Terminal central de Wilson (WCT). Como fue mencionado anteriormente en el capítulo 2 las derivaciones precordiales y unipolares básicas, son referenciadas a un punto denominado terminal central de Wilson, el cual se define como el promedio de los electrodos brazo derecho (RA), brazo izquierdo (LA) y pierna izquierda (LL), como se observa en la tabla 4.

Tabla 4. Terminal Central de Wilson

Tensión brazo derecho (RA)	Tensión brazo izquierdo (LA)	Tensión pie izquierdo (LL)
$WCT = RA + LA + LL / 3$		

El WCT se genera en el ADS1298 mediante un circuito que involucra tres amplificadores integrados de bajo nivel de ruido y 3 resistencias de 30 [kΩ]. Además permite al diseñador conectar los electrodos de RA, LA y LL en cualquiera de los terminales de entrada de los cuatro primeros canales (ver figura 25). Esta posibilidad es efectuada gracias a la existencia de 3 multiplexores 8:1 que son programados en los registros de WCT1 y WCT2 del ADS1298. [1]

Figura 25. Circuito Generador del WCT en el ADS1298 [1]



Cada uno de los tres amplificadores en el circuito WCT pueda apagarse individualmente mediante la configuración de los registros WCT1 y WCT2 del ADS1298. Como puede verse en la tabla 5, el ruido general se reduce cuando se enciende más de un amplificador del WCT. Esta reducción de ruido es el resultado del hecho de que el ruido es el promedio de la suma de la red pasiva a la salida de los amplificadores.

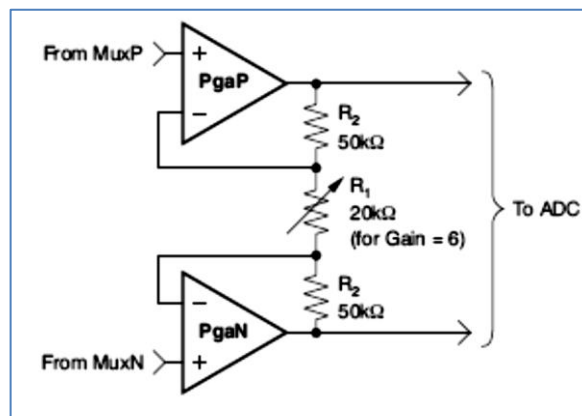
Tabla 5. Rendimiento típico del WCT [1]

Parámetro	Solo uno (A,B o C)	Solo dos (A+B,A+C o B+C)	Todos los tres (A+B+C)	Unidades
Ruido Integrado	540	382	312	nV _{RMS}
Potencia	53	59	65	μW
-3dB BW	30	59	89	kHz
Slew rate	BW limitado	BW limitado	BW limitado	-

El ancho de banda del nodo WCT está limitado por la red RC compuesta de tres resistencias de 30 [kΩ] y un condensador de 80 [pF]. Para este diseño se agregó un capacitor de 1 [nF] externo, como lo indica el circuito de alimentación del ADS1298. Como el ancho de banda (BW) efectivo, depende del número de opamps que estén encendidos, para este dispositivo se mantienen los 3 en este estado.

2.3.2.4 Amplificación. En esta sub etapa se realiza la amplificación de la señal ECG al interior del ADS1298, por medio de amplificadores diferenciales de ganancia programable o PGA's. Estos amplificadores programables constan de una impedancia de entrada infinita así como un rechazo en modo común de aproximadamente -115 dB. La implementación de los PGA's se muestra en la figura 26

Figura 26. Implementación del PGA. [1]



La ganancia del PGA se establece en los registros de CH1SET a CH8SET del ADS1298 con 7 niveles diferentes para programar. Las entradas del ADS1298 son semiconductores de óxido metálico complementario o CMOS, por lo tanto el ruido es insignificante. En la tabla 2.3 se observa la relación del ancho de banda de pequeña señal con respecto al valor de ganancia, puesto que para señales de gran valor el rendimiento está limitado por el *slew rate* del PGA.

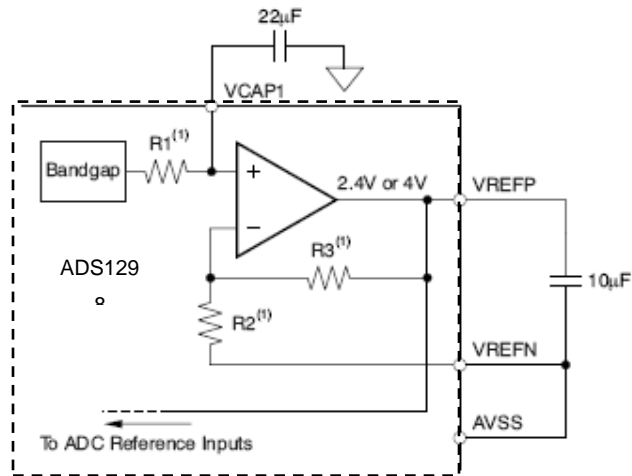
Tabla 6. Ganancia PGA contra BW de pequeña señal [1]

Ganancia	BW nominal a temperatura ambiente [kHz]
1	237
2	146
3	127
4	96
6	64
8	48
12	32

2.3.2.5 Conversión análogo-digital ADC. En esta sub etapa del procesamiento se realiza la conversión de la señal analógica ECG (amplificada por 6) a señal digital para permitir su transmisión al microcontrolador, que se usa para enviar los datos al PC. En el ADS1298 cada uno de los ocho canales tiene un ADC de 24 bits [1]. Como es común en los convertidores análogos-digitales es importante tomar dos referencias, tanto la positiva como la negativa. Estos valores son usados por el ADC para determinar el rango de tensión que se manipula como base para la distribución de tensiones, generando intervalos de acuerdo a la resolución del ADC y la respectiva asignación del código binario para cada uno de ellos.

La referencia negativa para el diseño de este proyecto se toma como la alimentación negativa AVSS del ADS1298, mientras que la referencia positiva puede conectarse a la referencia negativa por medio de un capacitor de 10 [μ F] debido a la existencia de un circuito interno que genera el voltaje de referencia positiva para el ADC, en nuestro caso es de 2.4 [V]. (Ver figura 27.)

Figura 27. Referencia Interna [1]



(1) Para un $VREFP = 2.4$ $R1 = 12.5$ [k Ω] $R2 = R3 = 25$ [k Ω]

Los condensadores externos limitan la contribución del ruido de referencia. Para sistemas de ECG, los valores del condensador se eligieron tales que el ancho de banda está limitado a menos de 10 [Hz].

2.3.2.6 Sistemas de Control de Comunicación. En esta sub etapa del ADS1298 encontramos un protocolo de comunicación muy común en los sistemas digitales, como es la interfaz serial de comunicación (SPI), que consta de cuatro señales para su correcto funcionamiento las cuales son: *Chip Select* (CS), *Serial Clock* (SCLK), *Data In* (DIN) y el *Data Out* (DOUT). La interfaz lee datos de conversión, lee y escribe registros y controla el funcionamiento del ADS1298 [1]. Cada una de las cuatro señales necesarias en el SPI tiene una función específica y estas son:

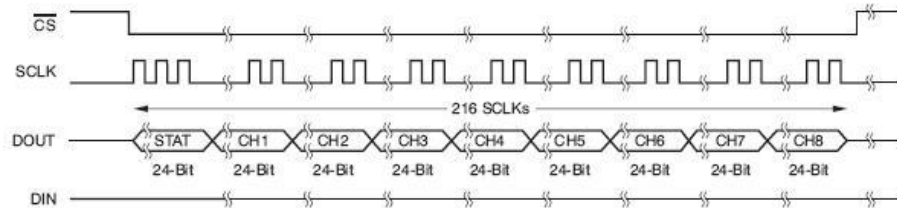
Selección de Chip (CS): esta señal selecciona los dispositivos ADS1298 para la comunicación SPI. Mientras la señal CS este en un valor bajo la interfaz serial estará activa, el CS debe permanecer en bajo durante toda la duración de la comunicación serial. Una vez finalizada la comunicación serial, siempre se debe esperar cuatro o más ciclos de la señal reloj interna antes de que la señal CS tome un valor alto.

Reloj Serial (SCLK): el SCLK es el reloj serie de la interfaz SPI. Sirve para determinar los instantes en que se procesan los datos ya sea de lectura o escritura. A pesar de que la entrada tiene histéresis, se recomienda mantener tan limpio como sea posible la señal SCLK, para evitar que accidentalmente ocurran *glitches* en ella. [1]. Mientras que en el ADS1298 el CS esta en bajo, el dispositivo intenta decodificar y ejecutar comandos cada ocho relojes en serie. Se recomienda por tanto que cada transferencia serial sea en múltiplos de 8 SCLK, para mantener la interfaz en modo de funcionamiento normal. Si la interfaz deja de funcionar debido a relojes serie extra, puede restablecerse colocando CS en alto y volverlo a colocar en bajo. Para un solo dispositivo, la velocidad mínima necesaria para el SCLK depende del número de canales, el número de bits de resolución y la velocidad de datos de salida. Como en este proyecto el ADS1298 se utiliza en un modo de 8 kSPS (kilo muestras por segundo), tres canales y una resolución de 24 bits, la velocidad mínima de SCLK es 768 [kHz].

Datos de Entrada (DIN): El pin de entrada de datos (DIN) se utiliza junto con SCLK para comunicarse con el ADS1298, y la entrada se procesa en cada 8 ciclos de reloj como se mencionó anteriormente.

Datos de Salida (DOUT): El pin de salida de datos (DOUT) se utiliza junto con SCLK para comunicarse con el ADS1298, y la salida se procesa en cada 8 ciclos de reloj como se mencionó anteriormente. Los datos sobre DOUT se desplazan hacia fuera en el flanco ascendente de SCLK y este pin pasa a un estado de alta impedancia cuando CS esta en alto. El esquema que muestra el funcionamiento de estas 4 señales se observa en la figura 28

Figura 28. Salida de datos del Bus SPI para el ADS1298 (ocho canales). [1]



A partir del protocolo SPI se deben crear funciones que permitan leer y escribir sobre los registros del ADS1298, estas se implementaran en el microcontrolador que se explicara en la siguiente sección. Las funciones de escritura y lectura se deben crear bajo los comandos de la tabla 7.

Tabla 7. Definición código de comandos

Comando	Descripción	Primer byte	Segundo byte
Sistema de comandos			
<i>WAKEUP</i>	Despertar del modo espera	0000 0010 (02h)	-
<i>STANBY</i>	Entrar en modo espera	0000 0100 (04h)	-
<i>RESET</i>	Resetea el dispositivo	0000 0110 (06h)	-
<i>START</i>	Inicia/reinicia la conversión (Sincronizado)	0000 1000 (08h)	-
<i>STOP</i>	Detiene la conversión	0000 1010 (0Ah)	-
Comando de lectura de datos			
<i>RDATA</i>	Habilita el modo de lectura continua de datos. Este modo es el modo por defecto en el encendido. ⁽¹⁾	0001 0000 (10h)	-
<i>SDATAC</i>	Detiene el modo de lectura continua de datos	0001 0001 (11h)	-
<i>RDATA</i>	Comando para lectura de datos Soporta múltiple lectura de datos	0001 0010 (12h)	-
Comando de lectura de registros			
<i>RREG</i>	Lee los registros n nnnn ⁽²⁾ iniciando con la dirección r rrrr ⁽²⁾	001r rrrr (2xh)	000n nnnn

Comando	Descripción	Primer byte	Segundo byte
<i>WREG</i>	Escribe los registros n nnnn ⁽²⁾ iniciando con la dirección r rrrr ⁽²⁾	010r rrrr (4xh)	000n nnnn

(1) En el modo *RDATAAC*, se omite el comando *RREG*.

(2) n nnnn = número de registros que leen y escriben – 1. Por ejemplo, tres registros de lectura/escritura, establecer n nnnn = 0 (0010). r rrrr = dirección de registro inicial de comandos de lectura y escritura.

ACTIVACIÓN: Salir del modo de espera: No existen restricciones sobre la tasa SCLK para este comando y puede ser emitido en cualquier momento. Cualquier comando posterior debe enviarse después de 4 ciclos del reloj interno (tCLK).

STANDBY: Entrar en modo de espera: Se cierran todas las partes del circuito, excepto para la sección de referencia. No existen restricciones sobre la tasa SCLK para este comando y puede ser emitido en cualquier momento.

RESET: Este comando restablece el ciclo de filtrado digital y regresa todos los ajustes del registro a los valores predeterminados respectivos. No existen restricciones sobre la tasa SCLK para este comando y puede ser emitido en cualquier momento. Son necesarios 18 tCLK ciclos para ejecutar el comando *RESET*. Se debe evitar enviar cualquier comando durante este tiempo.

INICIO: Inicio conversiones: Si el comando *START* es seguido inmediatamente por un comando de paro, debe haber una separación de 4 ciclos de tCLK entre los dos comandos. No existen restricciones sobre la tasa SCLK para este comando y puede ser emitido en cualquier momento.

STOP: Para las conversiones: Cuando se envía el comando *STOP*, la conversión en curso se completa y las demás se detienen. No existen

restricciones sobre la tasa SCLK para este comando y puede ser emitido en cualquier momento.

***RDATA*: Leer datos continuos:** Este modo coloca los datos de conversión en el registro de salida y puede ser desplazado directamente. Este modo esta como predeterminado. No hay ninguna restricción sobre la tasa SCLK para este comando. Sin embargo, los datos posteriores SCLKs de recuperación o el comando de la operación *SDATAC* deben esperar al menos 4 ciclos de tCLK.

***SDATAC*: Detener la lectura continua de datos:** Esta operación cancela el modo de lectura continua de datos. No hay ninguna restricción sobre la tasa SCLK para este comando, pero el comando posterior debe esperar 4 ciclos tCLK.

***RDATA*: Leer datos:** No hay ninguna restricción sobre la tasa SCLK para este comando. Para recuperar datos desde el dispositivo después de que se emita el comando *RDATA*, se debe emitir el comando *START*. *RDATA* se usa debido a que es ideal para sistemas de ECG, donde el registro de configuración debe leer o cambiarse a menudo entre la variación de ciclos.

***RREG*: Lectura del registro:** Es una operación de dos bytes seguido por la salida de los datos de registro. El primer byte contiene el código de operación de comando y la dirección de registro y el segundo byte de la operación, especifica el número de registros a leer – 1.

Primer byte de operación: 001r rrrr, donde r rrrr es la dirección de registro inicial.

Segundo byte de operación: 000n nnnn, donde n nnnn es el número de registros a leer – 1.

***WREG*: Escribir en el registro:** Es una operación de dos bytes seguido por la entrada de los datos de registro. El primer byte contiene el código de operación de

comando y la dirección de registro y el segundo byte de la operación, especifica el número de registros a escribir – 1.

Primer byte de operación: 010r rrrr, donde r rrrr es la dirección de registro inicial.

Segundo byte de operación: 000n nnnn, aquí nnnnn es número de registros a escribir – 1.

Para que todos los bloques internos del ADS1298 mencionados y explicados anteriormente trabajen, es necesario programar cada uno de los registros que involucran el funcionamiento en modo ECG. Para realizar esto se usó comunicación serial (SPI) entre el ADS1298 de *Texas Instruments* y el microcontrolador MC9S08QE32 de *Freescale* [23] (de 44 pines) (ver figura 29).

Figura 29. MC9S08QE32 de 44 pines. [24]



De este microcontrolador se usaron 7 terminales los cuales son:

Del módulo SPI

Terminal 12: SS ó CS (*chip select*).

Terminal 13: MISO (*multiple input single outputs*).

Terminal 21: MOSI (*multiple output single input*).

Terminal 22: SCLK (*serial clock*).

Del módulo SCI

Terminal 23 TxD1 (Transmisión).

Terminal 24 RxD1 (Recepción).

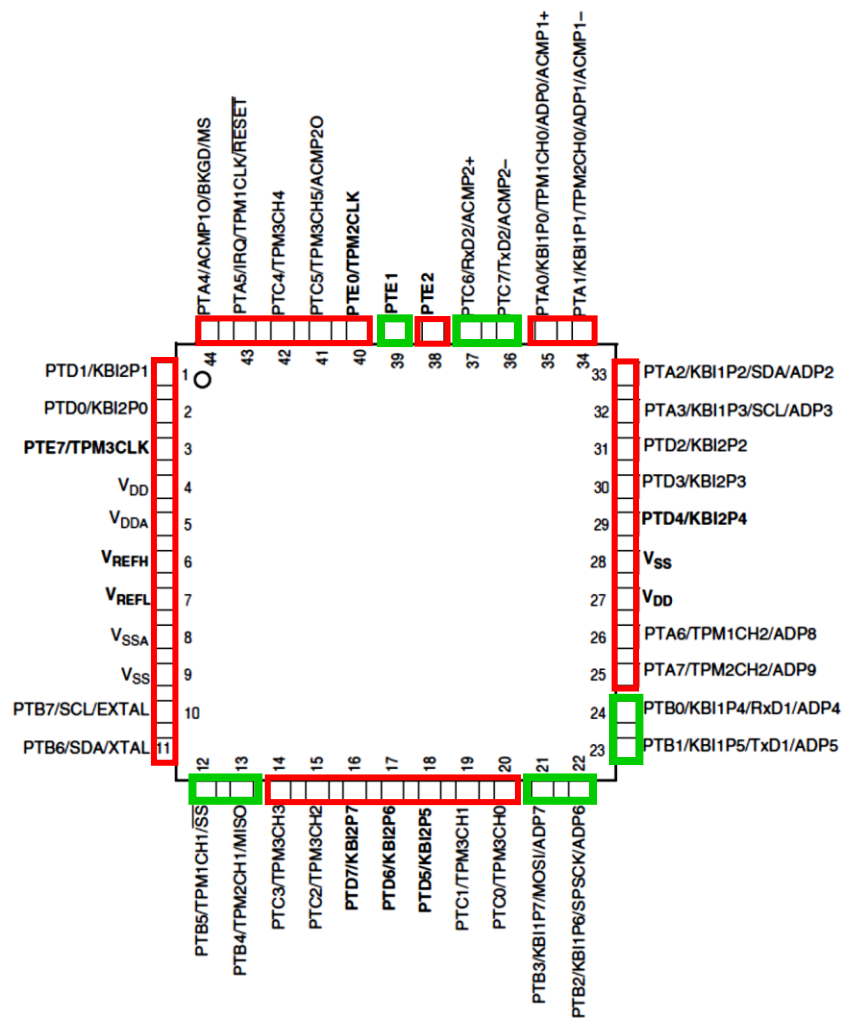
Propósito General

Terminal 36 PTC7 (Uso: *led Run*).

Terminal 37 PTC6 (Uso: *led Rec*).

Terminal 39 PTE1 (Uso: señal de *Reset*).

Figura 30. Terminales del MC9S08QE32.



Como se observa en la anterior figura los 9 terminales usados por el microcontrolador se encuentran resaltados en color verde mientras que los 37 restantes están en rojo indicando que no son utilizados.

En este microcontrolador se realizaron las funciones de programación para la inicialización del ADS1298, en las cuales se especificaron los valores de cada registro a utilizar del circuito integrado para su funcionamiento en modo ECG (ver tabla 8).

El microcontrolador es programado por medio del *software* de *Freescale codewarrior* el cual posee formas alternativas de programación, siendo los *bins* una de ellas perteneciente al *processor expert*. La configuración de *bins* permite hacer uso de las funciones preestablecidas de envío y recepción de datos tanto del módulo SPI como el control total de las señales de *reset*, de encendido del *led run* que indica que el programa está corriendo y del *led rec* que indica cuando se está programando el microcontrolador.

Tabla 8. Registros de Inicialización.

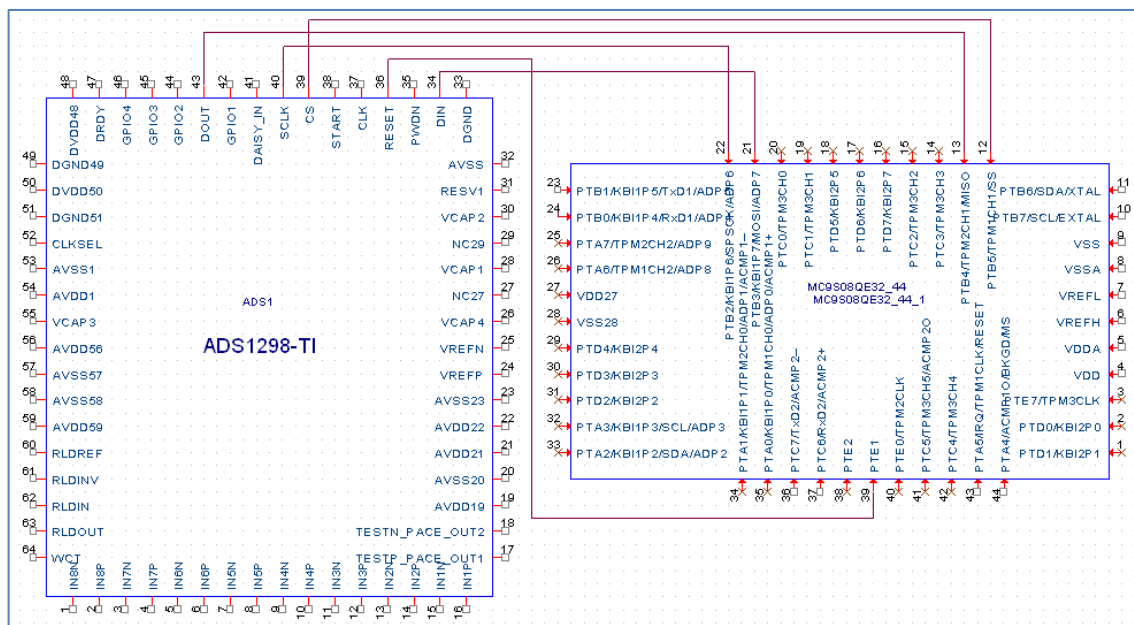
Registro	Valor	Especificación
ADS1298_REG_ID	10010010	Selección de familia ADS1298x y uso de 8 canales
ADS1298_REG_CONFIG1	10100010	Alta resolución, modo de cadena, salida de reloj oscilador habilitado y 8 kSPS.
ADS1298_REG_CONFIG2	00100000	Frecuencia constante de $f_{mod}/16$, origen de la señal de prueba desde el exterior, calibración de la amplitud y frecuencia a 1[mV] y $f_{clk}/2$.
ADS1298_REG_CONFIG3	11001100	Buffer de referencia interna de energía-abajo, VREFP a 2.4 [V], RLD para

Registro	Valor	Especificación
		cálculos abierto, fuente de señal RLDREF externa, <i>buffer</i> para RLD habilitado, deshabilitada la función de detección RLD y RLD está conectado.
ADS1298_REG_LOFF	-----	No se configura ya que no es relevante para ECG
ADS1298_REG_CH1SET	00000000	Operación normal, ganancia de 6, entrada normal de electrodo.
ADS1298_REG_CH2SET	00000000	Operación normal, ganancia de 6, entrada normal de electrodo.
ADS1298_REG_CH3SET	00000000	Operación normal, ganancia de 6, entrada normal de electrodo.
ADS1298_REG_CH4SET	00000000	Operación normal, ganancia de 6, entrada normal de electrodo.
ADS1298_REG_CH5SET	00000000	Operación normal, ganancia de 6, entrada normal de electrodo.
ADS1298_REG_CH6SET	00000000	Operación normal, ganancia de 6, entrada normal de electrodo.
ADS1298_REG_CH7SET	00000000	Operación normal, ganancia de 6, entrada normal de electrodo.
ADS1298_REG_CH8SET	00000000	Operación normal, ganancia de 6, entrada normal de electrodo.
ADS1298_REG_GPIO	-----	No se configura ya que no es relevante para ECG
ADS1298_REG_CONFIG4	00000000	Modo de conversión continua.
ADS1298_REG_WCT1	00001000	Alimentación de energía baja encendido para WCTA, entrada positiva del canal 1 conectado a WCTA.

Registro	Valor	Especificación
ADS1298_REG_WCT2	11010100	Alimentación de energía baja encendido para WCTB y WCTC, entrada positiva del canal 2 conectado a WCTB, entrada positiva del canal 3 conectado a WCTC.

Teniendo lo registros ya configurados y los programas construidos se establece la conexión física entre los dispositivos (ADS1298 y MC9S08QE32) como se observa en la siguiente figura.

Figura 31. Conexión SPI ADS1298 y MC9S08QE32.

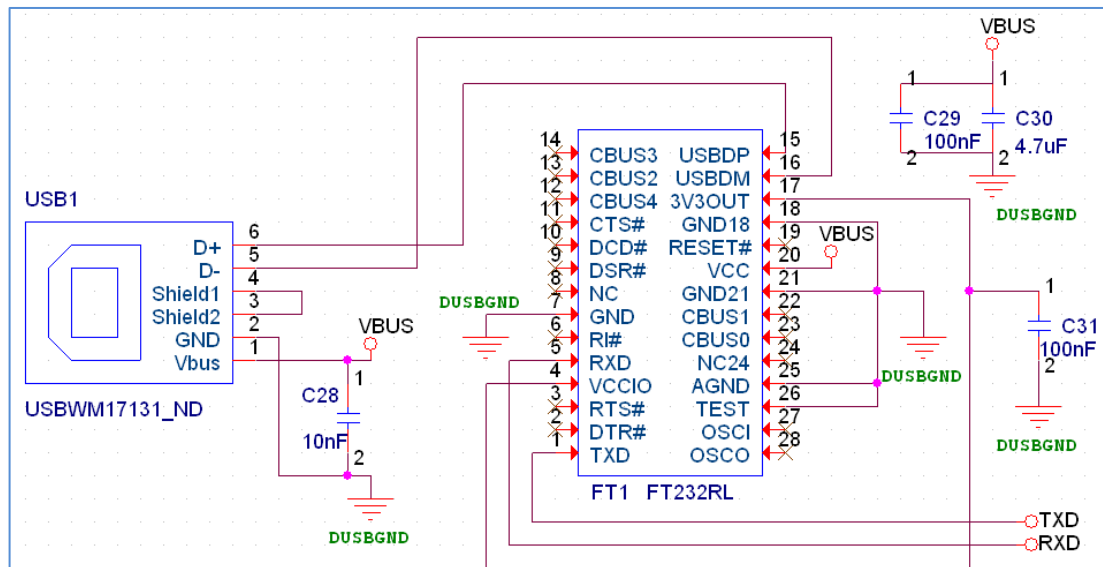


2.3.3 Bloque C. Módulo De Transmisión. A partir de los registros mostrados anteriormente se configuro el ADS1298 para que este dispositivo tome lectura de las señales ECG; ahora es necesario enviar estas señales digitalizadas al PC, para ello se utilizó el protocolo de comunicación SCI, sin embargo fue inevitable el uso de un FT232RL (circuito integrado para convertir a USB la comunicación serial UART o SCI), que consta de una salida de reloj opcional, además de modos de

interfaz asincrónica y sincrónica. El esquema utilizado para este dispositivo es mostrado en la figura 32.

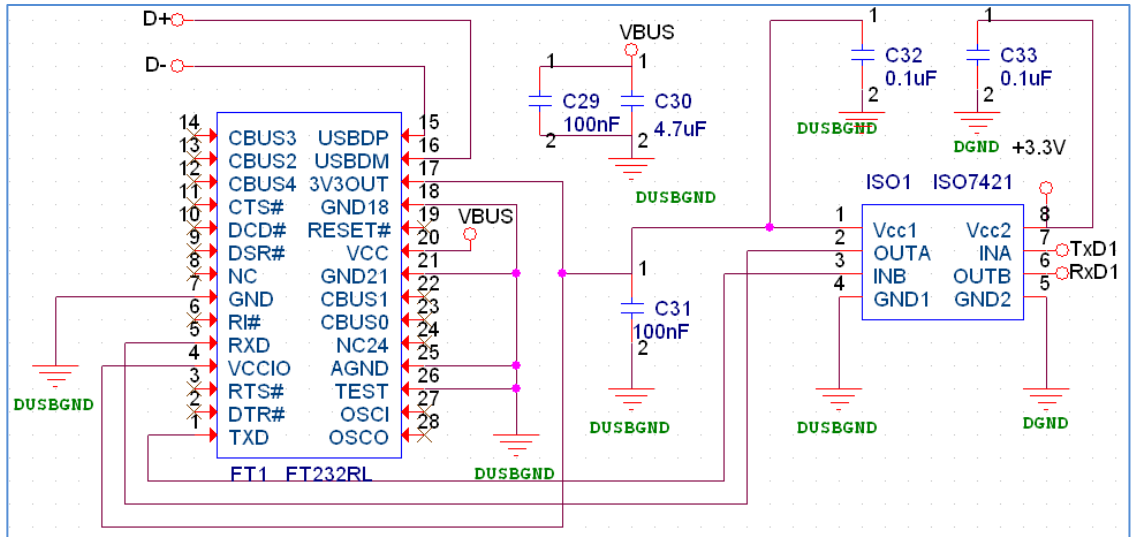
El protocolo de interfaz de comunicación serial SCI se fundamenta en el envío y recepción de 8 bits a través de 2 señales necesarias para su correcto funcionamiento las cuales son: Recepción (Rx) y transmisión (Tx). El módulo SCI del microcontrolador permite determinar la recepción y el envío fácil por medio de los comandos pre-establecidos usados por la programación de *bins* en el *process expert*.

Figura 32. Conexión puente USB serial – terminal USB.



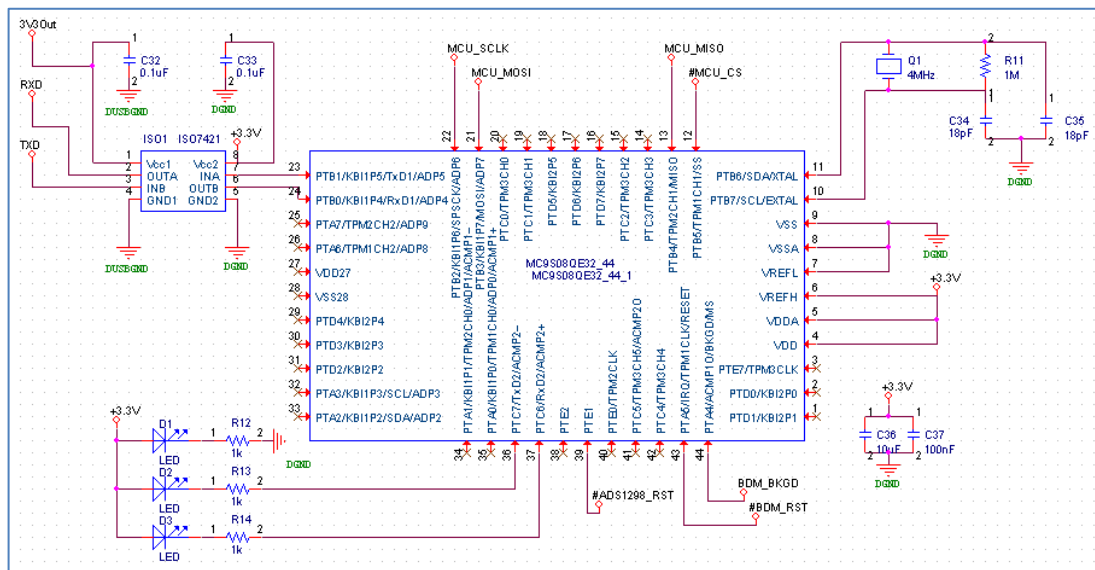
Como se observa en la figura 33 existe un elemento adicional en el hardware que es el ISO 7421 de *Texas Instruments*, el cual es un aislador digital que permite separar físicamente la comunicación serial entre el micro-controlador y el FT232RL, adicionalmente este elemento es utilizado como una protección entre la tarjeta de ECG y el PC, con el fin de incrementar la seguridad entre el paciente y los elementos que potencialmente puedan generar algún tipo de corriente no deseada, permitiendo algún riesgo contra el paciente.

Figura 33. Conexión puente USB serial – aislador.



Finalmente la conexión establecida entre el PC y el microcontrolador del modelo funcional de electrocardiografía el cual previamente ha sido conectado con un FT232 y aislado por un ISO7421 culmina en los terminales TxD1 y RxD1 del MC9S08E32.

Figura 34. Conexión aislador – microcontrolador.



Como se observa en la anterior figura los terminales 36 y 37 conectados a los *leds* D2 (*run*) y D3 (*rec*) son usados como salidas enviando señales de encendido o apagado si se cumplen las siguientes funciones:

- Si se está cargando actualmente el programa construido en el *codewarrior* mediante los terminales 43 BDM_BKGD y 44 #BDM_RST el *led* D3 se enciende indicando que se efectúa esta acción.
- Si está corriendo actualmente el programa construido en el *codewarrior* mediante los terminales 43 BDM_BKGD y 44 #BDM_RST el *led* D2 se enciende indicando que se efectúa esta acción.

2.3.4 Bloque D. Visualización. En este bloque se sitúa el PC donde se desarrolló un programa que permite re-empaquetar los datos provenientes del modelo funcional de ECG, de 2 bytes separados a un registro de 16 bits, para luego visualizar la señal de ECG.

El software utilizado para desarrollar este programa fue LabView que cuenta con dos paneles los cuales son:

Front Panel (Panel Frontal): En este panel encontramos los indicadores gráficos que permiten al usuario la visualización de las señales de ECG, además de las opciones para el control.

Block Diagram (Diagrama de Bloques): Aquí es donde se interconectan todos los bloques y estructuras de programación y simulación, con el fin de generar la reconstrucción de la señal ECG, recordando que él envió es por SCI en 2 bytes separados por cada canal.

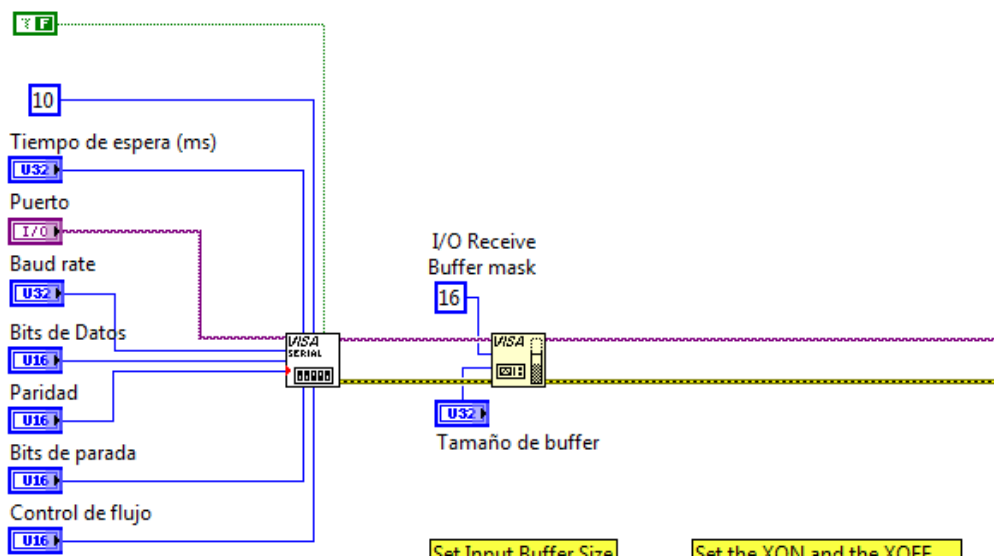
Figura 35. Diagrama de pasos Labview



Para realizar la reconstrucción de la señal se debe primero reconocer el puerto USB, para ello es necesario instalar el controlador del FT232RL y automáticamente el computador le asignara un puerto COM.

Con el fin de realizar un programa que permita reconocer el puerto asignado para la tarjeta, se utilizó el modulo VISA de *Labview*, el cual permite esto y además recepciona los datos provenientes de la misma, esta sería la etapa de adquisición del anterior diagrama. El modulo VISA por medio del elemento *VISA configuration serial port* configura la velocidad de transferencia de datos, el puerto COM, el número de bits de datos, la paridad, el bit de parada y el tiempo de espera para la comunicación. (Ver figura 36)

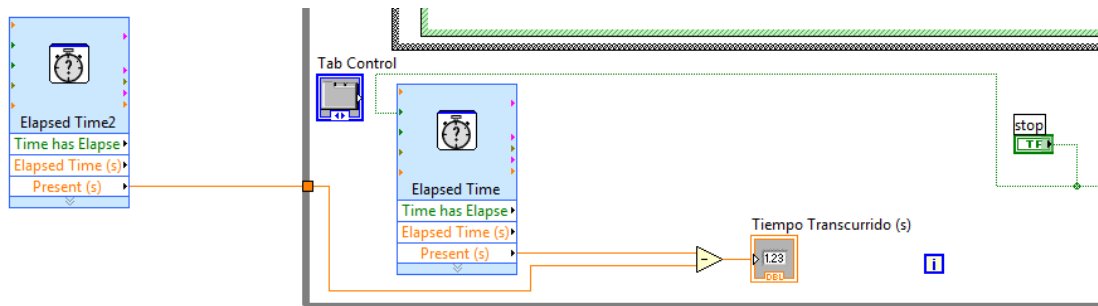
Figura 36. Modulo VISA configuration serial port y Set I/O buffer size.



Como se puede observar en la figura 36 el modulo VISA *set I/O buffer size* permite crear un buffer para el almacenamiento de los datos de entrada, se puede configurar el tamaño del mismo así como tener control en el error de la recepción de datos.

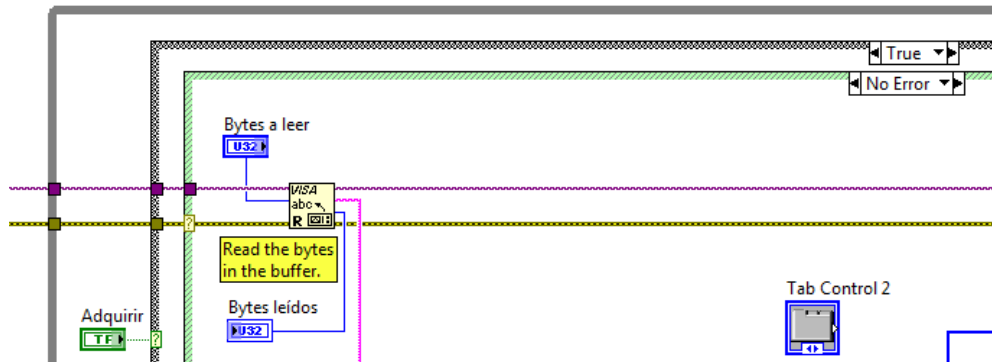
Al tener el puerto configurado y el *buffer* de almacenamiento de datos se procede a realizar la lectura como tal de estos, permitiendo tener control sobre los bytes que están llegando, para ello se creó un lazo *while* que permita realizar la lectura continua, además de generar un control de tiempo desde que se inicia la recepción hasta el momento que se decida finalizar la misma. Para lograr esto es necesario restar los valores de un generador de tiempo externo a otro ubicado en el lazo de lectura *while*. El módulo de tiempo usado es el *elapsed time* al cual se le interconecta un indicador. (Ver figura 37)

Figura 37. Módulo *elapsed time* y botón *stop*



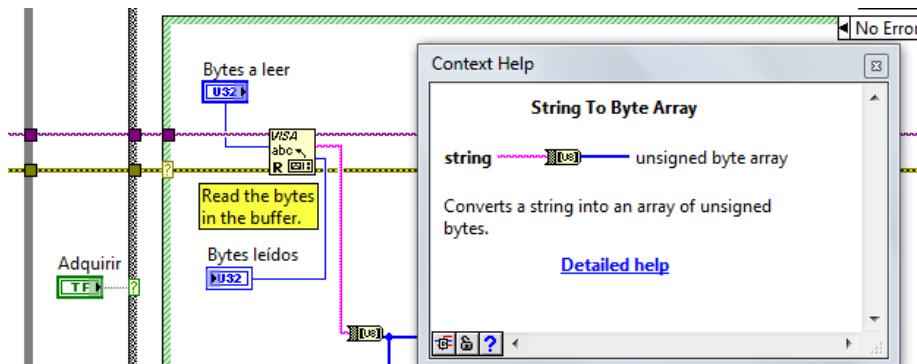
Para la lectura se utiliza el módulo VISA *Read* en él podemos verificar la cantidad de bytes a leer, teniendo control del error en la lectura de la transmisión. Este módulo es ubicado en una estructura *if* donde será controlada por un botón denominado adquirir, el cual si este está en estado de apagado se mantiene el control sobre el error de la trasmisión; en estado de encendido se encuentra una estructura *if* que de acuerdo a la señal de error realiza lectura o simplemente mantiene el control del mismo.

Figura 38 Módulo VISA Read.



Para la visualización final de los datos es necesario transformar el tipo de dato generado en el módulo de lectura, ya que es un *string*, necesitamos un arreglo de bytes para poder separarlos de acuerdo a la programación en él envió de los mismos. (Ver figura 39)

Figura 39. Cambio string to byte array.



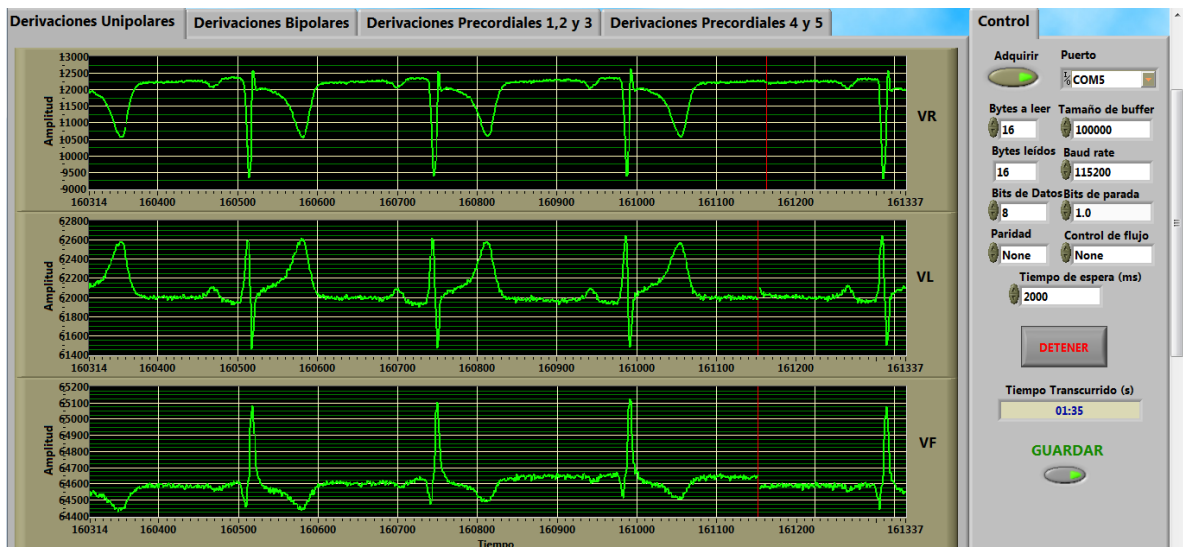
Para la separación de los bytes se usa el módulo *index array* el cual a partir de una constante numérica en la entrada permitirá la selección del byte correspondiente al orden de envió. Mediante la separación se procede a unir los bytes que corresponden a cada canal, para ello se conectan los bytes a unir en la entrada del módulo *join numbers* cuyas salidas serán datos de 16 bits, pero este tipo no se puede conectar directamente al indicador gráfico, es por ello que se hacen indispensables los módulos *bundle* y *cluster to array* los cuales generan en

El módulo *write to spreadsheet* es colocado al interior de una estructura *case* a partir de la cual se puede determinar el momento del almacenamiento de datos en el archivo creado, mediante un botón de guardar.

Finalmente en el *front panel* de Labview encontramos la interfaz gráfica que permite visualizar las 12 señales cardiacas (Ver figura 43). En la interfaz podemos observar cuatro pestañas, en cada una de ellas existen tres graficas que indican las señales cardiacas correspondientes al título de la misma. Para las derivaciones unipolares encontramos V_R , V_F y V_L , para las derivaciones bipolares encontramos DI, DII y DIII, para las precordiales encontramos en la tercer pestaña las V1, V2 y V3, para finalmente encontrar la V4 y V5 en la última pestaña.

Adicionalmente en la parte derecha de la interfaz podemos controlar el momento de adquirir las señales, los bytes a leer, el tamaño del *buffer*, la velocidad de transmisión, el tiempo de espera, la cantidad de bits de los datos a leer, el bit de parada y el botón de detener la captación. Como indicadores tenemos las tres ventanas de señales cardiacas, los bytes leídos así como el tiempo transcurrido.

Figura 43. GUI de ECG



A demás de lo mencionado anteriormente, en la parte inferior del GUI se encuentran los espacios asignados a cada *file path* permitiendo escribir el nombre del archivo, tipo y lugar donde se generará.

Figura 44. Especificación de guardado nombre y tipo de archivo



En este proyecto se utilizó el *software Microsoft Excel 2010* como archivo de almacenamiento de datos.

3. ANÁLISIS DE RESULTADOS Y CONCLUSIONES.

Finalizado y construido el diseño del modelo funcional de electrocardiografía, se procedió a la toma de datos de este dispositivo junto al equipo médico ECG *BIOPAC SYSTEM* (ver figura 45) para la comparación de las señales.

Figura 45. Equipo médico de ECG *BIOPACK SYSTEM*.



Esta toma de datos se realizó en la facultad de salud de la Universidad Industrial de Santander (UIS) el día martes 26 de Febrero de 2013, El montaje para la toma de datos mediante el modelo funcional de ECG construido en este proyecto es mostrado en las siguientes figuras.

Figura 46. Conexión tarjeta modelo funcional de ECG.

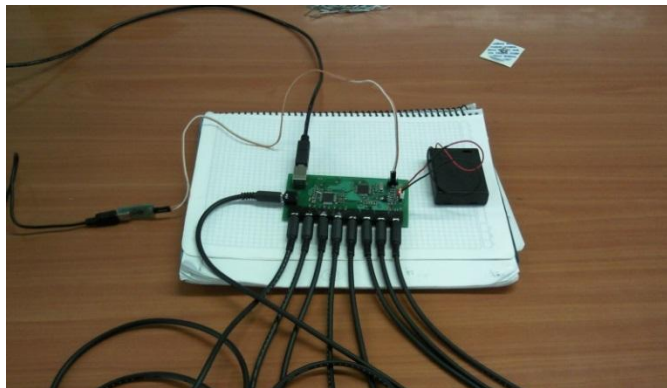


Figura 47. Conexión paciente tarjeta modelo funcional de ECG.



Se procede a analizar y mostrar las señales tomadas con el modelo funcional de electrocardiografía con el equipo médico ECG *BIOPAC SYSTEM*. Una de las características fundamentales del modelo funcional de ECG es la visualización de 11 señales de ECG, a partir de las cuales se tomaron 7 para ser vistas en forma paralela por dos especialistas con fin de verificar la toma del registro cardiaco. (Ver anexos)

Figura 48. Señal aVR BIOPAC

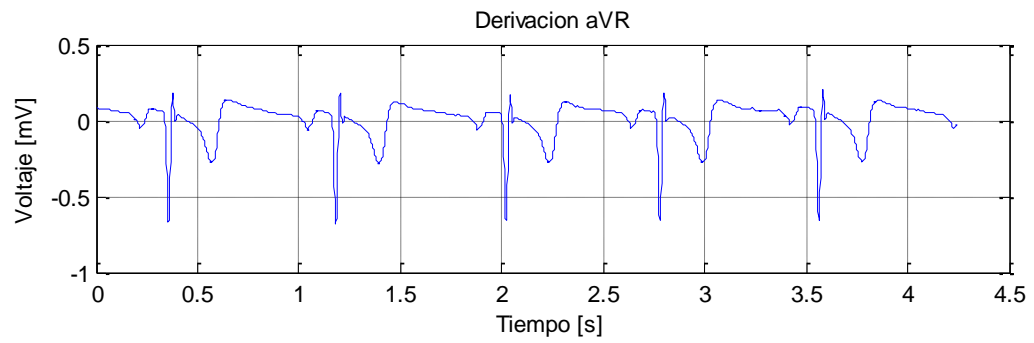


Figura 49. Señal aVR Modelo ECG

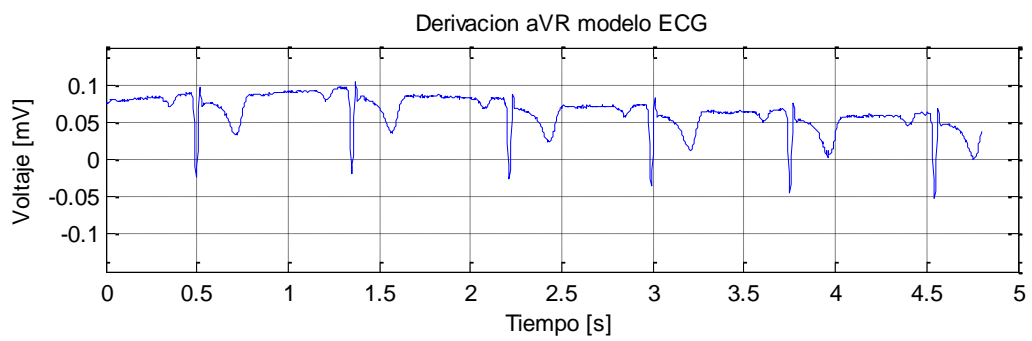


Figura 50. Señal aVF BIOPACK

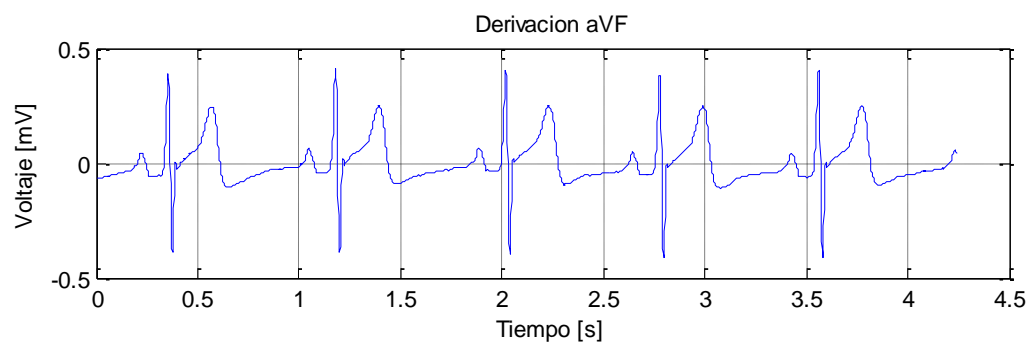


Figura 51. Señal aVF Modelo ECG

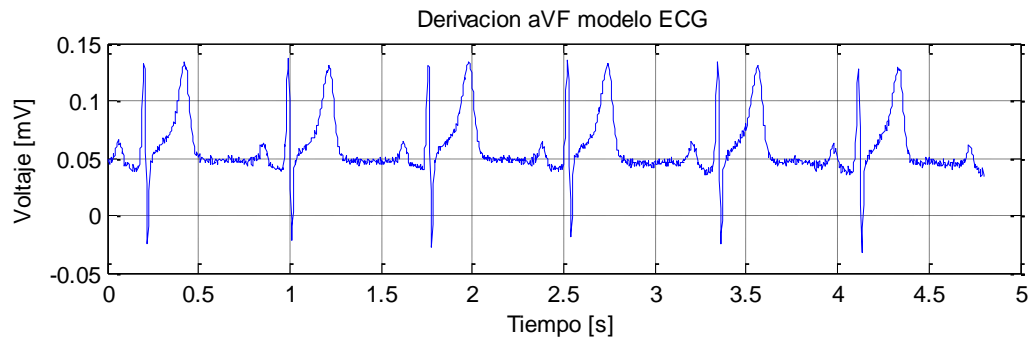


Figura 52. Señal aVL BIOPACK

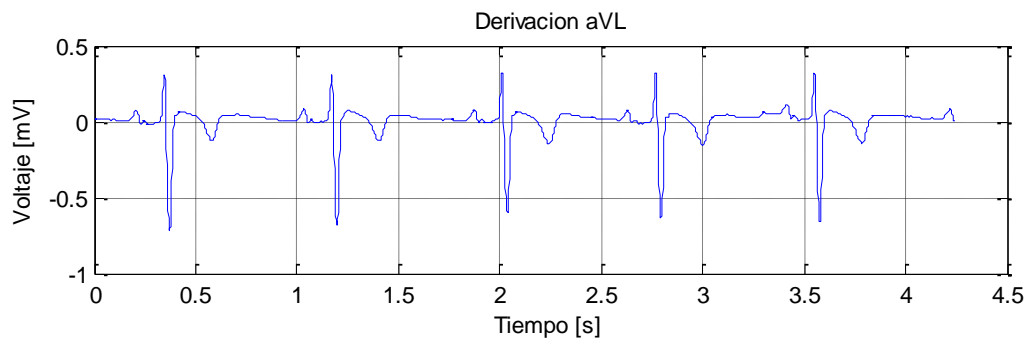


Figura 53. Señal aVL Modelo ECG

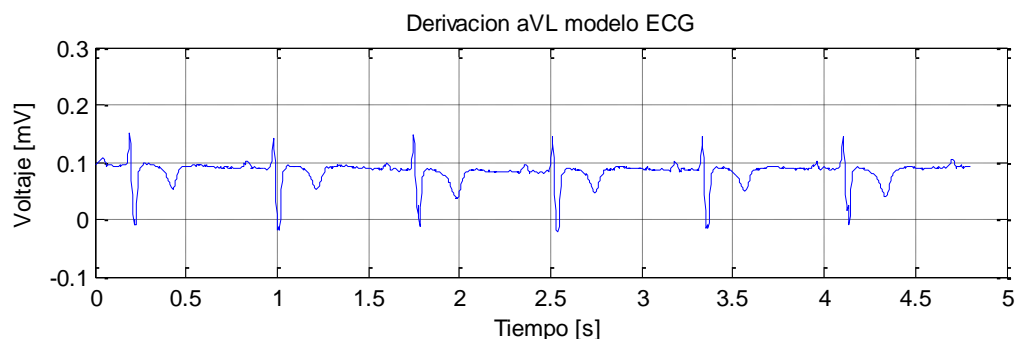


Figura 54. Señal DI BIOPACK

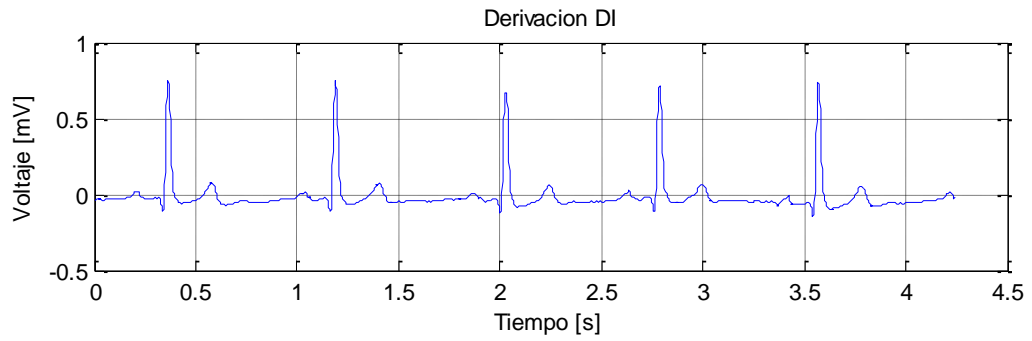


Figura 55. Señal DI Modelo ECG

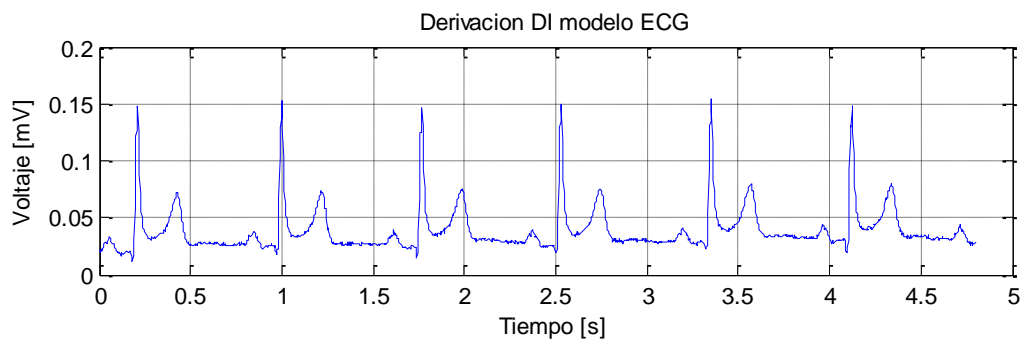


Figura 56. Señal DII BIOPACK

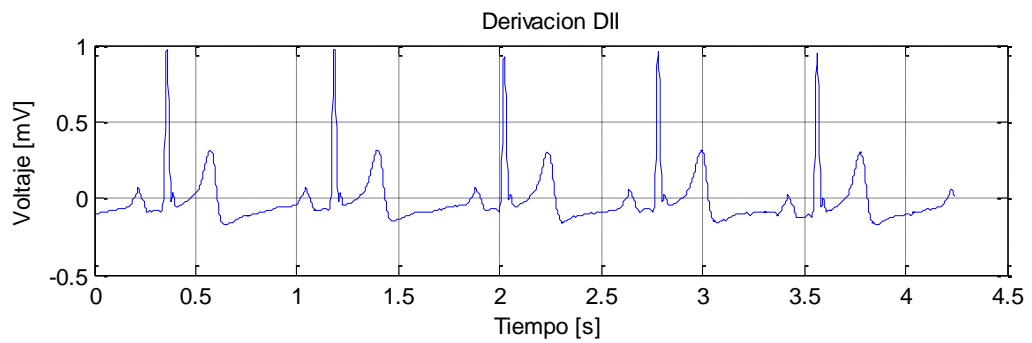


Figura 57. Señal DII Modelo ECG

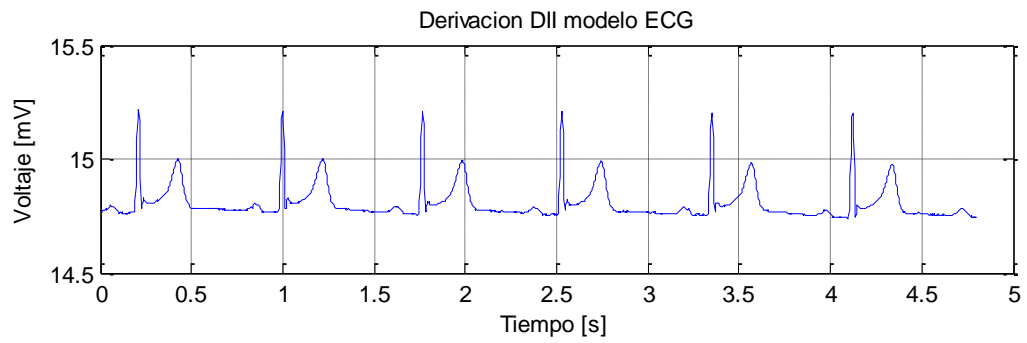


Figura 58. Señal DIII BIOPACK

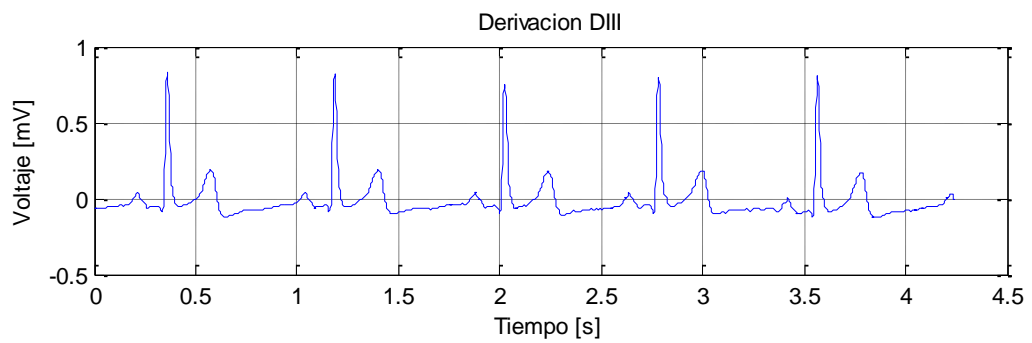


Figura 59. Señal DIII Modelo ECG

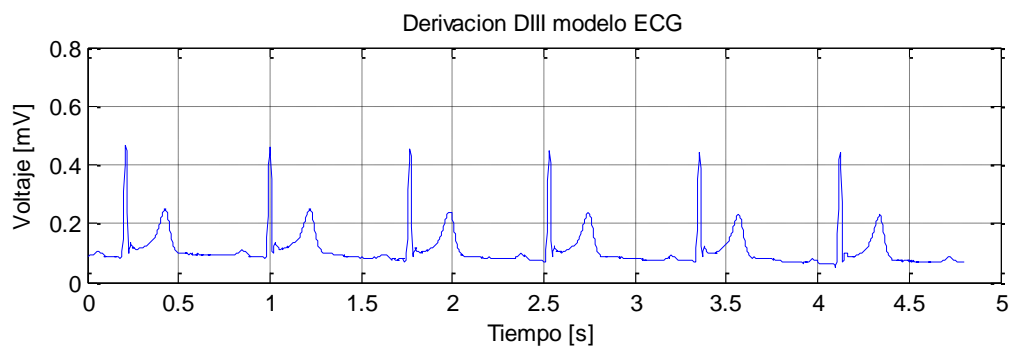


Figura 60. Señal V1 BIOPACK

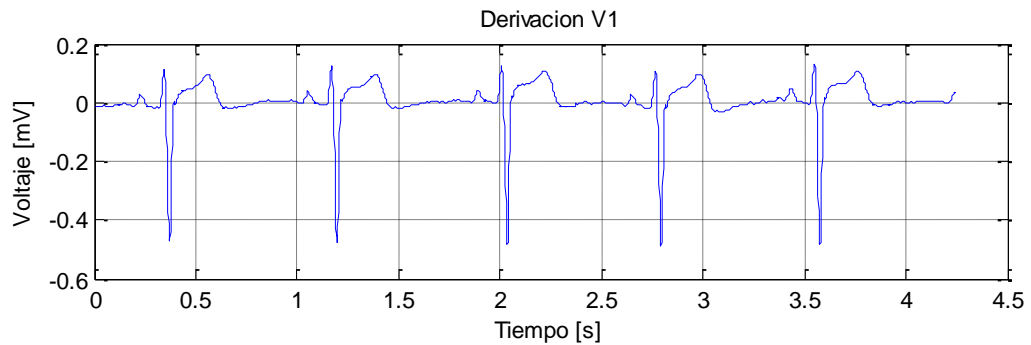
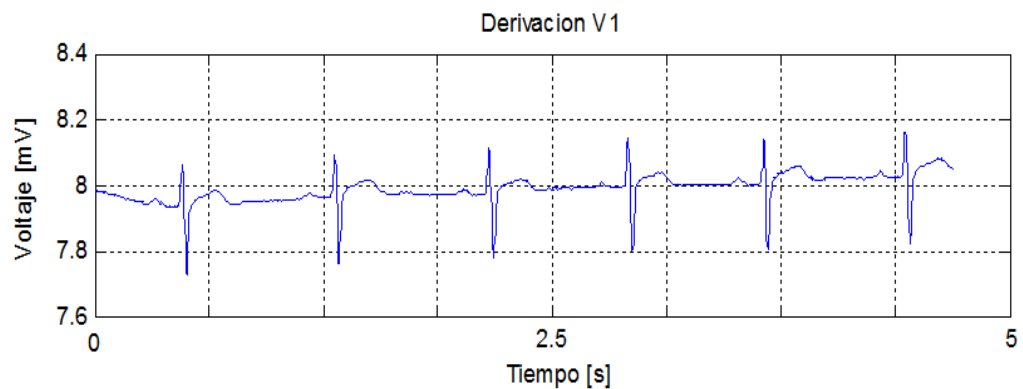


Figura 61. Señal V1 Modelo ECG



Es evidente por las gráficas anteriores que las señales precordiales son las de mayor nivel de tensión, esto es debido a que la captación de dichas señales es directamente en la zona del corazón.

Por último se puede concluir con este proyecto que mediante un buen diseño de un modelo funcional de electrocardiografía basado en el ADS1298 permite:

1. Reducir el tamaño del electrocardiógrafo, considerando que se procesan las 12 derivaciones en tiempo real y que no se tiene visualización en el mismo dispositivo sino en el PC.

2. La fácil programación del ADS1298 mediante un micro-controlador considerando la necesidad de utilizar comunicación SPI y SCI simultáneamente, además resaltar la facilidad del manejo de las señales ya digitalizadas por el circuito integrado.
3. El transporte a cualquier lugar gracias a su peso y tamaño.
4. La facilidad de adquisición de este equipo debido al costo total de elaboración.
5. El desarrollo de diversos equipos en diferentes ramas que involucren señales similares a las cardíacas del orden de 1[mV], para ser analizadas.

Recomendaciones.

1. Con fines de mejorar la calidad de la señal es importante considerar que las áreas de conexión de la piel del paciente estén libres de vellosidades, además de hacer uso de gel de conducción antes de posicionar los electrodos.
2. Considerando la posibilidad de mejorar el diseño de la tarjeta del modelo funcional de electrocardiografía en cuanto a su tamaño se pueden cambiar los terminales de entrada de las bio-señales, de conectores monofónicos a un solo conector DB9.
3. La alimentación de tensión puede ser independiente del banco de baterías y hacer uso única y exclusivamente del voltaje proporcionado por el PC a través de su terminal USB.
4. A partir de este trabajo se pueden desarrollar proyectos que involucren análisis de electromiografía y electroencefalografía.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [1] Texas instruments/ads 1298 [Online]. Available: <http://www.ti.com/product/ads1298>
- [2] Kehit L. Moore. Arthur F. Dalley. Anatomía con Orientación Clínica. Cuarta Edición. Editorial Médica Panamericana.
- [3] Cuidados Adecuados para el Corazón. [Online]. Available: <http://cuidadosadecuadosparaelcorazon.blogspot.com/>
- [4] A Córdova Martínez. Fisiología Dinámica Masson SA. 2003.
- [5] Las Enfermedades Cardiovasculares. [Online]. Available: <http://vallecorsa.nixiweb.com/Fisiologia2.htm>
- [6] Davis, Dale. Interpretación del ECG: su dominio rápido y exacto. Cuarta Edición Editorial Médica Panamericana Enero 2007.
- [7] Curso a Distancia de Electrocardiografía Clínica 2011. [Online]. Available: <http://www.conestetoscopio.com/2011/02/>
- [8] Fisiología Humana un Enfoque Integrado Editorial de Pearson Silverthorn Dee Uglau. Cuarta Edición 2007
- [9] Ondas Componentes del ECG. [Online]. Available: http://www.electrocardiografia.es/ondas_ecg.html
- [10] Cristia Hamm, Stefan Willems El Electrocardiograma su Interpretación Practica. Tercera Edición.
- [11] Electrocardiografía / Derivaciones del ECG [Online]. Available: <http://articulosdemedicina.com/electrocardiografia/>
- [12] Derivaciones Electrocardiográficas [Online]. Available: <http://www.electrocardiografia.es/derivaciones.html>
- [13] Electrocardiograma / Derivaciones del ECG [Online]. Available: <http://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma>

- [14] STARS: Electrocardiography [Online]. Available:
<http://www.ieeeahn.org/wiki/index.php/STARS:Electrocardiography>
- [15] Williem Einthoven Biography. [Online]. Available:
<http://www.biography.com/people/willem-einthoven-9285444>
- [16] The Einthoven Foundation. [Online]. Available:
[http://www.einthoven.nl/Einthoven-
algemeen/einthoven_historical_pictures.html](http://www.einthoven.nl/Einthoven-
algemeen/einthoven_historical_pictures.html)
- [17] David Kilpatri y Peter Johnston Origin of the electrocardiogram [Online].
 Available:
ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=310988&userType=inst
- [18] Adel S. Sedra y Kenneth Smith Circuitos Micro electrónicos McGraw Hill
 Quinta Edición 2006.
- [19] Amplificador Operacional de Instrumentación – Conceptos Básicos. [Online].
 Available: [http://portalbiomedico.com/electronica/amplificador-
operacional/amplificador-operacional-de-instrumentacion-conceptos-
basicos.html](http://portalbiomedico.com/electronica/amplificador-
operacional/amplificador-operacional-de-instrumentacion-conceptos-
basicos.html)
- [20] Lozano Blesa Hospital Clínico Universitario Procedimiento de Inspección y
 mantenimiento preventivo – Electrocardiógrafos, Zaragoza, España 1999.
- [21] Cymed Medical S.A.C. Productos 3M. [Online]. Available:
<http://www.cymedmedical.com/productos-3m.php>
- [22] Bionic / Cables Electrodo Botón: [Online]. Available:
<http://tienda.bionic.es/80-cables-electrodos-boton>
- [23] MC9S08QE32 Reference Manual [Online]. Available:
[http://cache.freescale.com/files/microcontrollers/doc/ref_manual/MC9S08QE3
2RM.pdf](http://cache.freescale.com/files/microcontrollers/doc/ref_manual/MC9S08QE3
2RM.pdf)
- [24] Elcodis / MC9S08QE32 [Online]. Available:
<http://elcodis.com/parts/4642223/MC9S08QE32CLC.html>

BIBLIOGRAFIA

A Córdova Martínez. Fisiología Dinámica Masson SA. 2003.

Adel S. Sedra y Kenneth Smith Circuitos Micro electrónicos McGraw Hill Quinta Edición 2006.

Amplificador Operacional de Instrumentación – Conceptos Básicos. [Online]. Available: <http://portalbiomedico.com/electronica/amplificador-operacional/amplificador-operacional-de-instrumentacion-conceptos-basicos.html>

Bionic / Cables Electrodo Botón: [Online]. Available: <http://tienda.bionic.es/80-cables-electrodos-boton>

Cymed Medical S.A.C. Productos 3M. [Online]. Available: <http://www.cymedmedical.com/productos-3m.php>

Cuidados Adecuados para el Corazón. [Online]. Available: <http://cuidadosadecuadosparaelcorazon.blogspot.com/>

Curso a Distancia de Electrocardiografía Clínica 2011. [Online]. Available: <http://www.conestetoscopio.com/2011/02/>

Cristia Hamm, Stefan Willems El Electrocardiograma su Interpretación Práctica. Tercera Edición.

Davis, Dale. Interpretación del ECG: su dominio rápido y exacto. Cuarta Edición Editorial Médica Panamericana Enero 2007.

David Kilpatri y Peter Johnston Origin of the electrocardiogram [Online]. Available: ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=310988&userType=inst

Derivaciones Electrocardiográficas [Online]. Available: <http://www.electrocardiografia.es/derivaciones.html>

Elcodis / MC9S08QE32 [Online]. Available: <http://elcodis.com/parts/4642223/MC9S08QE32CLC.html>

Electrocardiografía / Derivaciones del ECG [Online]. Available: <http://articulosdemedicina.com/electrocardiografia/>

Electrocardiograma / Derivaciones del ECG [Online]. Available: <http://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma>

Fisiología Humana un Enfoque Integrado Editorial de Pearson Silverthorn Dee Uglau. Cuarta Edición 2007

Kehit L. Moore. Arthur F. Dalley. Anatomía con Orientación Clínica. Cuarta Edición. Editorial Médica Panamericana.

Las Enfermedades Cardiovasculares. [Online]. Available: <http://vallecorsa.nixiweb.com/Fisiologia2.htm>

Lozano Blesa Hospital Clínico Universitario Procedimiento de Inspección y mantenimiento preventivo – Electrocardiógrafos, Zaragoza, España 1999.

MC9S08QE32 Reference Manual [Online]. Available: http://cache.freescale.com/files/microcontrollers/doc/ref_manual/MC9S08QE32RM.pdf

Ondas Componentes del ECG. [Online]. Available:
http://www.electrocardiografia.es/ondas_ecg.html

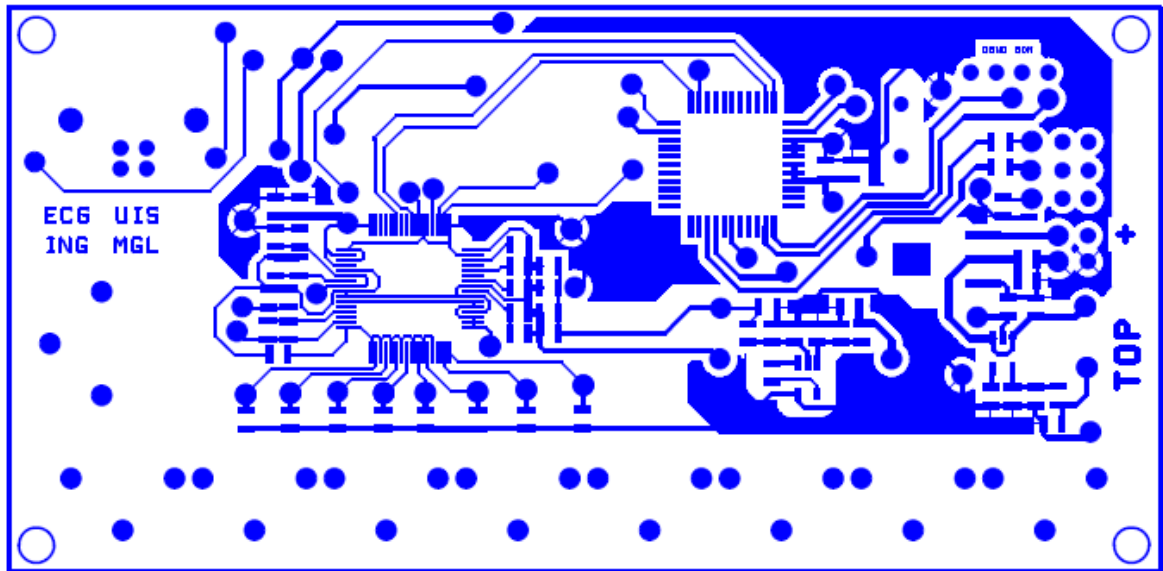
STARS: Electrocardiography [Online]. Available:
<http://www.ieeeeghn.org/wiki/index.php/STARS:Electrocardiography>

Texas instruments/ads 1298 [Online]. Available: <http://www.ti.com/product/ads1298>

The Einthoven Foundation. [Online]. Available: http://www.einthoven.nl/Einthoven-algemeen/einthoven_historical_pictures.html

Willliem Einthoven Biography. [Online]. Available:
<http://www.biography.com/people/willem-einthoven-9285444>

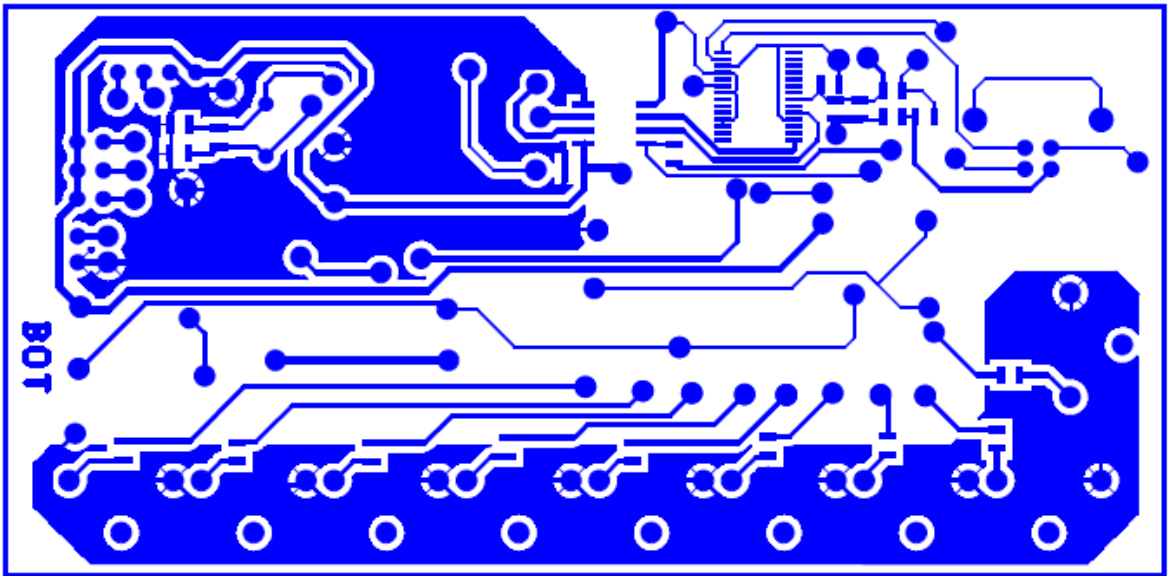
ANEXOS



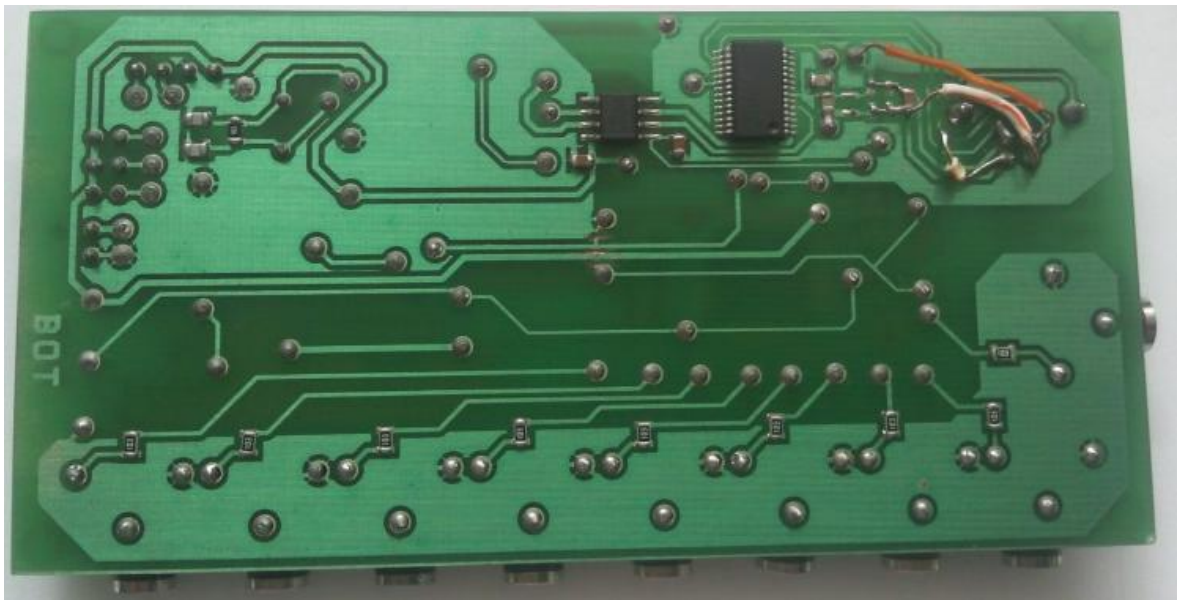
Diseño *board* ECG cara top.



Board ECG cara top.



Diseño board ECG cara bot.

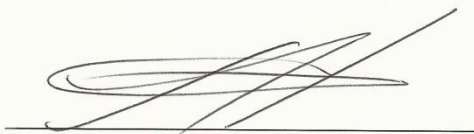


Board ECG cara bot.

Bucaramanga 30 de Abril de 2013

Sr Oscar Mauricio Gelvez Lizarazo
E.S.M

En respuesta a su solicitud de analizar las señales biológicas captadas por el modelo funcional de electrocardiografía correspondientes a las derivaciones unipolares aumentadas aVR, aVF y aVL, así como las derivaciones bipolares DI, DII y DIII; puedo afirmar que efectivamente son señales correspondientes a la actividad eléctrica del corazón.

A handwritten signature in black ink, consisting of several overlapping loops and a long horizontal stroke extending to the right.

Dr. Andrés Gamboa
MsC en Ingeniería Biomedica

Bucaramanga 30 de Abril de 2013

Señor:

OSCAR MAURICIO GELVEZ LIZARAZO

E.S.M

En respuesta a su solicitud de analizar las señales biológicas captadas por el modelo funcional de electrocardiografía correspondientes a las derivaciones unipolares aumentadas aVR, aVF y aVL, así como las derivaciones bipolares DI, DII y DIII; puedo afirmar que efectivamente son señales correspondientes a la actividad eléctrica del corazón.

Cordialmente


Hilda Leonor González

MD -MsC en Fisiología

Coordinadora del laboratorio de señales Biológicas

Facultad de Ciencias de la Salud

UNAB