



DISEÑO DE UN FRONT – END ANALÓGICO LV – LP PARA MEDIR IMPEDANCIA TORÁCICA

Trabajo Fin de Master para obtener el título de:
Master en Ingeniería Biomédica

AUTOR:

MAX DAVID QUISPE BONILLA

maxdavid22@gmail.com

Director: Luis Serrano Arriezu

Codirector: Santiago Led Ramos

Junio de 2014

A MI MARAVILLOSA FAMILIA

AGRADECIMIENTOS

Ante todo agradezco a mi familia por el apoyo que me ha brindado para seguir adelante en todos los objetivos y metas que me he propuesto. En especial a mí, a veces, renegón pero grandioso padre **Edgar Quispe Peña**, ya que él me ha ido encaminando día a día en este mundo de los estudios y la investigación, te agradezco por cada uno de tus consejos, apoyo y exigencia que has tenido conmigo. A mi abuela y madre **Ignacia Peña** que siempre nos apoya incondicionalmente en todo y que es el motor y motivo de toda nuestra familia.

No puedo dejar de agradecer a mi Director Luis Serrano por darme la oportunidad de desarrollarme junto a él como un nuevo investigador y por sus consejos, que si bien fueron pocos pero muy puntuales y eficaces para mi desarrollo en esta etapa.

A mi Co-Tutor Santiago Led por la paciencia infinita, consejos y el gran apoyo que me ha brindado para poder desarrollar este trabajo, que sin él hubiese sido mucho más difícil todo esto, gracias por acompañarme en esta aventura.

Y no me olvido de Juan Casas quien me recomendó a quien ahora es mi Director y por compartir sus conocimientos cuando tenía dudas en el campo médico. A Antonio García por sus recomendaciones y el gran apoyo que me brindó. A Alberto Sánchez Corpas por compartir en algún momento sus experiencias y darme algunos consejos en el campo académico y para desarrollo personal.

También a todos los compañeros del Laboratorio, aunque a veces hacen algo de bulla, es agradable compartir momentos con vosotros, así sean ocasiones de hola y chau o Aúpa y Agur, valga la redundancia.

Max David Quispe Bonilla
Pamplona (Navarra), España
Junio 2014

INDICE

	Pág.
1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1. Motivaciones.....	2
1.2. Objetivos.....	2
2. IMPEDANCIA CARDIOGRÁFICA (ICG).....	2
2.1. Métodos de Adquisición.....	3
2.2. Tipos de Electrodo.....	6
2.3. Componentes de Impedancia.....	7
2.4. Origen de las Señales	8
2.5. Trazas, Puntos y Periodos Característicos.....	8
2.6. Cálculo del Volumen Sistólico.....	10
2.7. Aplicación Clínica y Fisiopatológica.....	13
2.8. Limitaciones y Errores.....	14
2.9. Dispositivos Comerciales y en Desarrollo.....	14
3. FRONT-END ANALÓGICO (AFE).....	18
3.1. Propuesta del Front-End Analógico.....	18
3.2. Características Básicas del ADS1292R.....	21
3.3. Validación del ADS1292R.....	25
3.4. Diseño del Front-End Analógico.....	29
3.5. Núcleo de Inteligencia.....	37
3.6. Procesamiento de Señales.....	38
4. MÉTODOS, RESULTADOS Y DISCUSIONES.....	43
4.1. Métodos.....	43
4.2. Resultados y Discusiones.....	43
4.2.1. Pruebas en posición decúbito supino sin ventilación con dos electrodos (2E) y cuatro electrodos (4E).....	47
4.2.2. Pruebas en posición decúbito supino y de pie con ventilación pulmonar usando cuatro electrodos (4E).....	49
5. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS.....	53
5.1. Conclusiones.....	53
5.2. Líneas Futuras.....	54
Referencia Bibliográfica.....	55
Anexo A. Partes del EVM MSP430F5438A.....	61
Anexo B. Lista de Dispositivos usados para el AFE – ICG.....	63

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Efecto de la frecuencia en la percepción de la corriente.....	3
Figura 2. Método Bipolar.....	3
Figura 3. Método Tetrapolar.....	3
Figura 4. Distribución de Corriente Sistema Ideal.....	4
Figura 5. Distribución de Corriente Sistema Real.....	4
Figura 6. Distribución de Corriente aplicado por una sola cara.....	5
Figura 7. Posicionamiento de los electrodos.....	5
Figura 8. Electrodo textiles y electrodos con gel adhesivo.....	6
Figura 9. Modelo eléctrico del electrodo.....	7
Figura 10. Modelo eléctrico de la impedancia torácica.....	7
Figura 11. Señales ECG, ΔZ e ICG.....	9
Figura 12. Cardiógrafos de Impedancia Fijos y/o Móviles.....	15
Figura 13. Cardiógrafos de Impedancia Ambulatorios.....	15
Figura 14. AD5933-EBIM.....	16
Figura 15. Posicionamiento de Electrodo Propuesto por J. Webster.....	16
Figura 16. Diagrama de bloques de un Front-End para medir señales ICG/ECG.....	18
Figura 17. Diagrama de Bloques de la Primera Propuesta.....	18
Figura 18. Diagrama de Bloques de la Segunda Propuesta.....	19
Figura 19. Diagrama de Bloques de la Tercera Propuesta.....	20
Figura 20. EVM1292RECG y ADS1292R.....	21
Figura 21. Diagrama de Bloques Funcional del ADS1292R.....	22
Figura 22. ADS1292R con empaquetamiento (TQFP).....	22
Figura 23. Implementación del PGA.....	24
Figura 24. Pin del Puerto GPIO.....	24
Figura 25. Circuito de Resistencias para la evaluación del ADS1292R....	25
Figura 26. Voltaje Teórico (V_T) y Voltaje obtenido con el módulo de evaluación ADS1292R-EVM (V_{evm}).....	28
Figura 27. Error vs Impedancia.....	29
Figura 28. Circuito para una fuente de entrada unipolar.....	30
Figura 29. Circuito de salida de los Amplificadores PGA.....	30
Figura 30. Circuito Electrónico a la entrada de la etapa de Acondicionamiento.....	31
Figura 31. Comportamiento pasa alto a la entrada de la etapa de acondicionamiento simulado en LTSpice.....	33
Figura 32. Esquema del circuito electrónico.....	34
Figura 33. Diagrama del PCB, pistas capa superior e inferior.....	35
Figura 34. Capa Superior del AFE.....	36
Figura 35. Capa Inferior del AFE.....	36
Figura 36. MSP430F5438A con empaquetamiento PZ.....	37
Figura 37. MSP430F5438A, MSPFET30UIF Y Placa de Evaluación MSPEXP430F5438.....	38
Figura 38. Diagrama de bloques – LabVIEW.....	39
Figura 39. Panel Frontal - LabVIEW.....	40
Figura 40. Método para la detección de picos.....	41
Figura 41. Señal ICG y puntos característicos B, X, Z_{max}	43
Figura 42. Señales Cardiacas y Respiratoria del sujeto1.....	46

Figura 43. Comparación de Señales ICG adquiridas con el método bipolar y tetrapolar.....	48
Figura 44. Gráficas de variables múltiples para el SV por Sujeto – Posición.....	50
Figura 45. Gráficas de variables múltiples para el SV por Posición – Sujeto.....	50

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Fórmulas para hallar el Volumen Sistólico.....	12
Tabla 2. Valores típicos de resistividad de algunos tejidos biológicos.....	13
Tabla 3. Características Técnicas de diversos dispositivos ICG.....	17
Tabla 4. Mapa de Registros del ADS1292R.....	25
Tabla 5. Resistencias y valores de corriente y voltaje teóricos.....	26
Tabla 6. Voltaje obtenido con el ADS292RECG-EVM.....	27
Tabla 7. Resistencias de entrada y error absoluto simulado en LTSpice...32	
Tabla 8. Datos cardiacos del sujeto 2.....	44
Tabla 9. Número de Artefactos detectados.....	45
Tabla 10. Parámetros Cardiacos y Respiratorios de cada sujeto.....	45
Tabla 11. Estadísticos Descriptivos.....	49
Tabla 12. Efecto de la posición y los sujetos sobre el Volumen Sistólico...51	

LISTA DE ECUACIONES

Ecuación 1	8
Ecuación 2	10
Ecuación 3	10
Ecuación 4	11
Ecuación 5	11
Ecuación 6	11
Ecuación 7	11
Ecuación 8	25
Ecuación 9	26
Ecuación 10	31
Ecuación 11	32
Ecuación 12	41
Ecuación 13	41
Ecuación 14	42
Ecuación 15	42
Ecuación 16	42
Ecuación 17	42
Ecuación 18	51

LISTA DE ABREVIACIONES

A	Artefacto
ADC	Conversor Analógico Digital
AFE	Front End Analógico
AM	Amplitud Modulada
BR	Ritmo respiratorio (<i>Breathing Rate</i>)
CH1	Canal 1
CH2	Canal 2
CM	Modo Común
CMOS	Semiconductor Complementario de Oxido Metálico (<i>Complementary metal-oxide-semiconductor</i>)
CO	Gasto Cardíaco (Cardiac Output)
DIN	Datos de Entrada
DOUT	Datos de Salida
DRDY	Datos Listos (<i>Data Ready</i>)
ECG	Electrocardiograma
EMI	Interferencia Electromagnética
ET, LVET	Tiempo de Eyección del Ventrículo izquierdo (<i>Left Ventricular Ejection Time</i>)
EVM	Módulo de Evaluación (<i>Evaluation Module</i>)
Fclk	Frecuencia de Reloj
GPIO	Entrada/Salida de Propósito General
HR	Ritmo Cardíaco (<i>Heart Rate</i>)
IC	Intervalo de Confianza
ICG	Impedancia Cardiográfica
IPG	Impedancia Pletismográfica
L	Distancia entre los electrodos de recepción.
LP	Baja Potencia (<i>Low Power</i>)
LV	Bajo Voltaje (<i>Low Voltage</i>)
PCB	Placa de Circuito Impreso (<i>Printed Circuit Board</i>)
PGA	Amplificador de Ganancia Programable
PHP	Dispositivo Médico Personal (<i>Personal Health Device</i>)
RR	Intervalo R-R
SoC	Sistema en Chip (<i>System on Chip</i>)
SPI	Interface Periférico Serial (<i>Serial Peripheral Interface</i>)
SPS	Muestras por Segundo (<i>Samples per Second</i>)
SV	Volumen Sistólico (<i>Stroke Volume</i>)
UART-USB	Transmisor Receptor Asíncrono Universal – Bus de Serie Universal
VREF	Voltaje de Referencia
VREFN	Voltaje de Referencia N
VREFP	Voltaje de Referencia P
Z₀	Impedancia Base
ΔZ	Cambios de impedancia en el segmento limitado por los electrodos de recepción.

1. INTRODUCCIÓN

Actualmente, aparte de la instrumentación médica, se disponen de dispositivos médicos personales (*Personal Health Devices*, PHD) usados para la monitorización continua de los pacientes, los cuales no solo facilitan un mejor diagnóstico médico y ayudan a mejorar la calidad de vida de los pacientes, si no también reducen los costos del cuidado de la salud.

Entre estos dispositivos tenemos la llamada Impedancia Cardiográfica, Cardiografía de Impedancia o simplemente ICG (por sus siglas en inglés, *Impedance Cardiography* ⁽¹⁻⁷⁾), el cual es un método no-invasivo, fiable, seguro, relativamente barato y de mucho interés en el ámbito sanitario y científico. Dicho método nos permite obtener información sobre la actividad hemodinámica del corazón, ya que permite estimar y evaluar ciertos parámetros como el volumen sistólico (stroke volume, SV ^(1, 8, 9)) y *gasto cardíaco* ^(1, 5, 8) (cardiac output, CO). Por estos motivos se ha propuesto como un método alternativo al Fick, la termodilución, la ecocardiografía, entre muchos otros métodos invasivos ^(1, 8, 9).

Sin embargo esta técnica o método tiene algunas limitaciones y errores de medición, habiendo actualmente muchos estudios de investigación para reducir estos problemas, en cuyos estudios se plantean bien nuevos diseños electrónicos ^(2, 4, 10, 11, 17-19), nuevas alternativas para el procesamiento de las señales ^(5, 13-16) o nuevas alternativas del posicionamiento de los electrodos ⁽¹⁷⁻¹⁹⁾.

Los dispositivos ICG existentes hasta la fecha pueden ser fijos o portables ^(5, 10) (*ambulatorios* ^(1, 26), llevables ^(2, 4, 6, 10)), pudiendo estos últimos monitorizar al paciente de forma continua a lo largo de su actividad normal diaria y sobre cuyos dispositivos actualmente recae nuestro mayor interés.

En este trabajo presentamos el diseño de un nuevo Front-End Analógico (AFE) para medir señales de Impedancia Cardiográfica, Ventilación Pulmonar y señales Electrocardiográficas (ECG). También se da un breve resumen de los algoritmos desarrollados para detectar las ondas y picos más importantes de las señales ICG, métodos usados para hallar el Volumen Sistólico y demás parámetros cardíacos de gran importancia. Por último, se discuten los resultados de algunas pruebas comparativas realizadas a cuatro sujetos con este nuevo dispositivo.

1.1. Motivaciones

Los motivos que nos llevan a realizar este trabajo son:

- ✓ Mejora de la calidad de vida y asistencial de pacientes crónicos.
- ✓ Necesidad de tener dispositivos ICG más precisos y ergonómicos.
- ✓ Necesidad de tener un Front-End para la monitorización continua de ICG.

1.2. Objetivos

En este trabajo nos hemos propuesto los siguientes objetivos:

- ✓ Análisis y estudio de los fundamentos Físio-Bioeléctricos de la impedancia torácica.
- ✓ Usar herramientas de software para el diseño del PCB y simulación electrónica de los circuitos.
- ✓ Implementar el hardware de un Front – End analógico para la medida de impedancia torácica, cumpliendo requisitos de ultra LV-LP y ergonomía.

2. IMPEDANCIA CARDIOGRÁFICA (ICG)

La impedancia cardiográfica es una forma de Impedancia Pletismográfica⁽²⁰⁻²²⁾ o IPG (*técnica de medición de cambios de volumen*), que este a su vez es parte de la *Impedancia Bioeléctrica*^(9, 20, 21); pudiendo definirse la ICG como un *método diagnóstico basado en la medición de las propiedades eléctricas del tejido biológico aplicado a la región del tórax*⁽¹⁾.

Siendo más específico, la ICG (por sus siglas en inglés “*Impedance Cardiography*”) es un método de impedancia o ***técnica que nos permite obtener información sobre la actividad hemodinámica del corazón***, pudiendo de esta manera evaluar parámetros como el volumen sistólico (stroke volume, SV^(1, 8, 9)) y *gasto cardíaco*^(1, 5, 8) (cardiac output, CO).

Cabe recalcar que es un método simple, no invasivo, seguro, fiable y relativamente barato, que surge como una alternativa a los métodos invasivos como la *termodilución*, *ecocardiografía transesofágica*, *método de Fick*, *monitoreo doppler esofágico*, *técnicas de dilución con litio*, entre otros^(1, 2, 8).

Esta técnica consiste en aplicar una corriente alterna (I_{AC}) de alta frecuencia y baja amplitud, generalmente esta corriente es una senoide, pero también puede ser una *onda cuadrada*⁽²²⁾ u otra forma de onda.

El rango de esta corriente normalmente es de 1mA a 5mA, aunque *algunos dispositivos utilizan corrientes mucho más bajas*^(10,22) y las frecuencias

recomendadas oscilan entre los valores de 20-100KHz. De esta manera la corriente será imperceptible y más aún indolora al pasar por el tejido biológico; los efectos de la frecuencia en la percepción de la corriente ⁽²³⁾ se muestran en la figura 1.

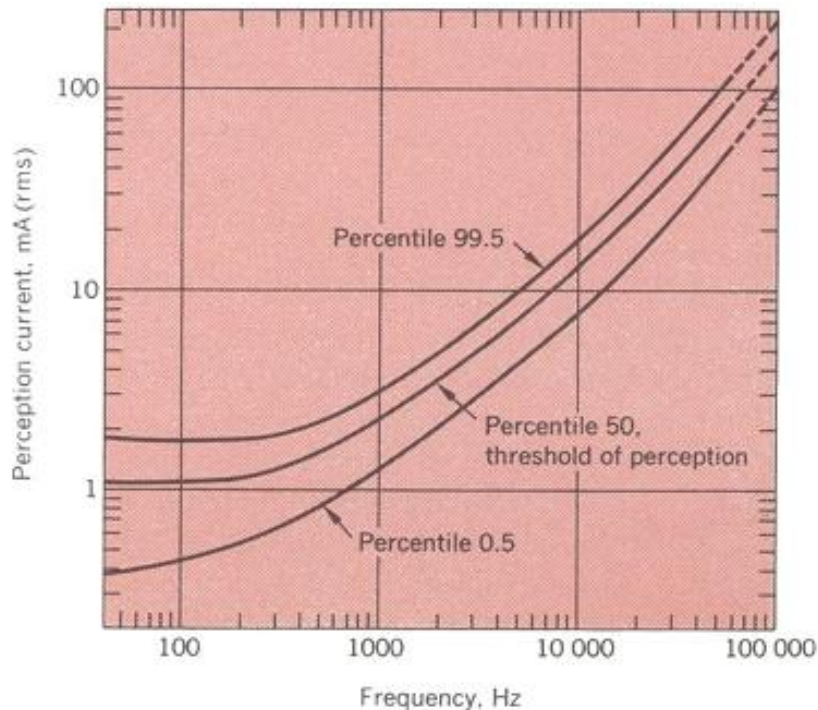


Figura 1. Efecto de la frecuencia en la percepción de la corriente ⁽²³⁾

2.1. Métodos de Adquisición

Una vez aplicada esta corriente por medio de dos electrodos localizados en el tórax del sujeto en estudio, la señal cambia de amplitud (modulación AM) debido a varios factores de impedancia como la respiración, cambios de volumen de los vasos, fluido sanguíneo, etc.

Las configuraciones típicas para medir la impedancia Pletismografica IPG pueden ser con 2, 3 y 4 electrodos ⁽²⁴⁾, siendo más comunes mediante los métodos de adquisición bipolar y tetrapolar.

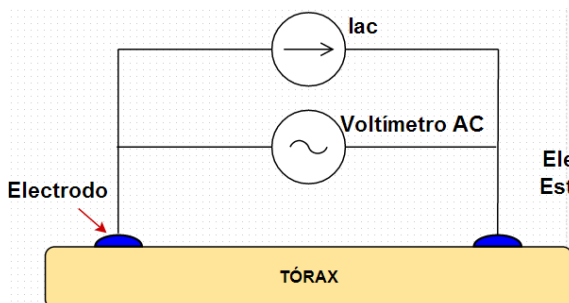


Figura 2. Método Bipolar

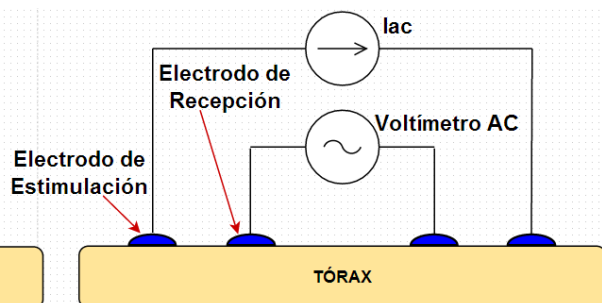


Figura 3. Método Tetrapolar

En el **Método Bipolar** (Figura 2) se usan dos electrodos que cumplen el rol tanto de aplicación de corriente como recepción del cambio de voltaje o impedancia. La densidad de corriente cerca de los electrodos es más alta que en otras partes del tejido, resultando así un impacto no uniforme en la medición de la impedancia total.

En el **Método Tetrapolar** (Figura 3) se usan cuatro electrodos, los electrodos de aplicación y recepción están separados. La corriente de amplitud constante oscila entre los electrodos de aplicación y los cambios de voltaje son detectados en los electrodos de recepción.

En un sistema ideal la distribución de la corriente es uniforme, las líneas equipotenciales paralelas entre si y la caída de tensión se puede medir con dos electrodos suficientemente pequeños para medir el mismo plano equipotencial (figura 4)

En un sistema real, en caso de que los electrodos sean de disco o de banda, la medida debe realizarse en la zona media del segmento comprendido entre los electrodos de estimulación para garantizar que la distribución sea uniforme (figura 5).

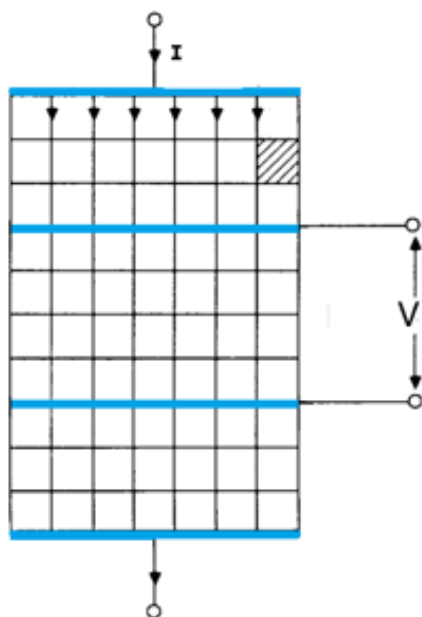


Figura 4. Distribución de Corriente Sistema Ideal ⁽²⁵⁾

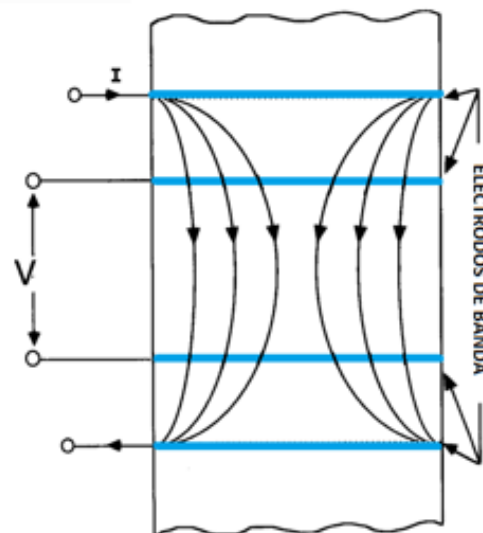


Figura 5. Distribución de Corriente Sistema Real ⁽²⁵⁾

Si los electrodos no rodean el segmento corporal (electrodos de disco u otros) y la medida se realice por una sola cara (figura 6), la necesidad de separar los electrodos de estimulación será mayor.

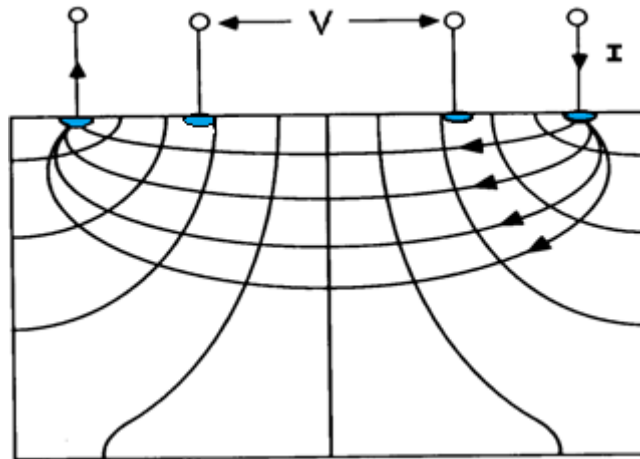


Figura 6. Distribución de Corriente aplicado por una sola cara ⁽²⁵⁾

Teniendo en cuenta lo dicho anteriormente podemos decir que las ventajas del método tetrapolar frente al bipolar es que la distribución de la densidad de corriente será más uniforme y la diferencia de potencial detectada será prácticamente lineal.

Normalmente los electrodos suelen colocarse como se muestra en la figura 7.

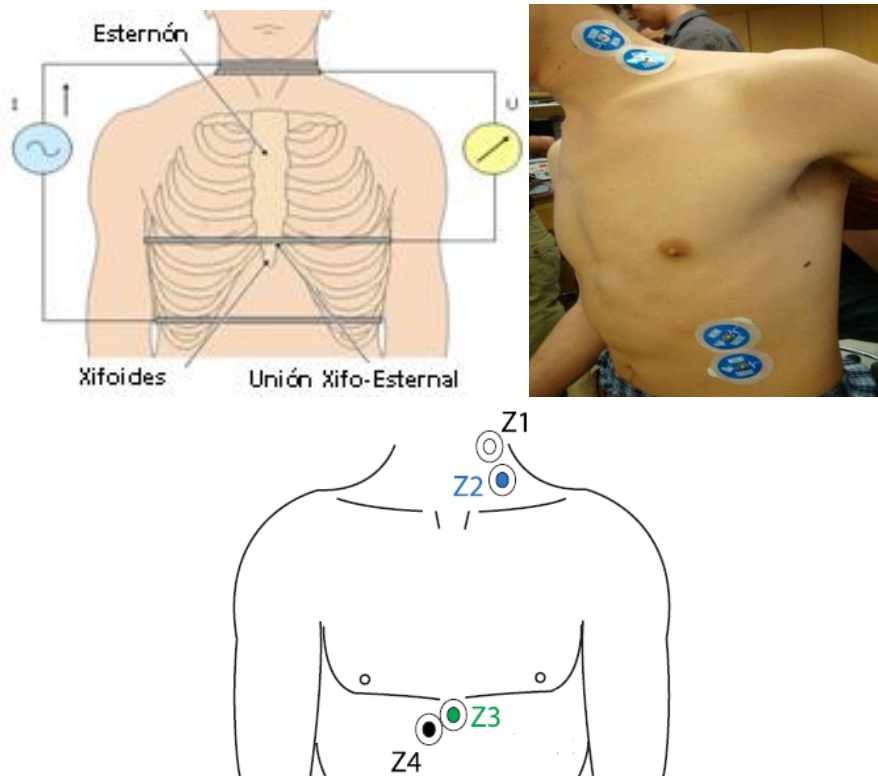


Figura 7. Posicionamiento de los electrodos.

2.2. Tipos de Electroodos

Existen diferentes tipos de electodos, pero los más utilizados para la adquisición de señales de impedancia pletismografica IPG y electrocardiográficas ECG son los electodos superficiales, entre los que tenemos los electodos sin gel (secos, aislados, y sin contacto) y los electodos con gel.

En lo que respecta a los electodos para medir la impedancia cardiográfica ICG se suele usar electodos de banda o de disco (puntuales). Sin embargo, en los últimos años algunos autores han propuesto utilizar como alternativa los electodos textiles para medir biopotenciales ⁽²⁶⁻²⁸⁾ o señales de impedancia pletismográfica ^(10, 29-33,), bien de alguna de las extremidades o bien del tórax. En este último caso las señales neumográficas o respiratorias ^(29, 32, 33), pero a la fecha no se han reportado la adquisición de señales ICG con este tipo de electodos.

Estudios realizados por S. Luna ⁽²⁴⁾ dan como alternativa el uso de electodos capacitivos para adquirir señales IPG. En este caso, se colocaron los electodos capacitivos en una silla a la altura del muslo, donde posteriormente el paciente se sienta, y sin que este sea consciente, se adquieren sus señales IPG.

Si bien en el estudio de S. Luna ⁽²⁴⁾ esta técnica queda limita a la adquisición del latido cardiaco y el ritmo respiratorio por IPG, también podríamos hacer uso de este tipo de electodos para adquirir señales ICG. Sin embargo, debemos tener en cuenta que los electodos capacitivos tienen una alta susceptibilidad a las interferencias electromagnéticas y al microfonomismo (*Interferencia eléctrica debida a una vibración mecánica*).

Para la adquisición de señales con nuestro AFE utilizaremos los electodos con gel. Esta clase de electodos no comprometen la integridad de la piel del paciente y pueden ser utilizados tanto en la monitorización a corto plazo como en el control de pacientes crónicos. Estos electodos están formados por un anillo adhesivo de material flexible impregnado de un electrolito en estado líquido con un elemento activo de Ag/AgCl. El adhesivo evita la aparición de artefactos y ruido en la señal causada por la distorsión de las capas de carga del electrolito adyacentes al electodo.



Figura 8. Electroodos textiles y electroodos con gel.

Existen modelos eléctricos para representar las características de los diferentes tipos de electodo, permitiendo analizar su comportamiento en un sistema de

adquisición y acondicionamiento, así como los efectos producidos en la señal adquirida.

En estos modelos, el acoplamiento piel – electrodo consiste generalmente en una estructura de capas eléctricas, cada una formada por elementos capacitivos y resistivos conectados en paralelo (Figura 9).

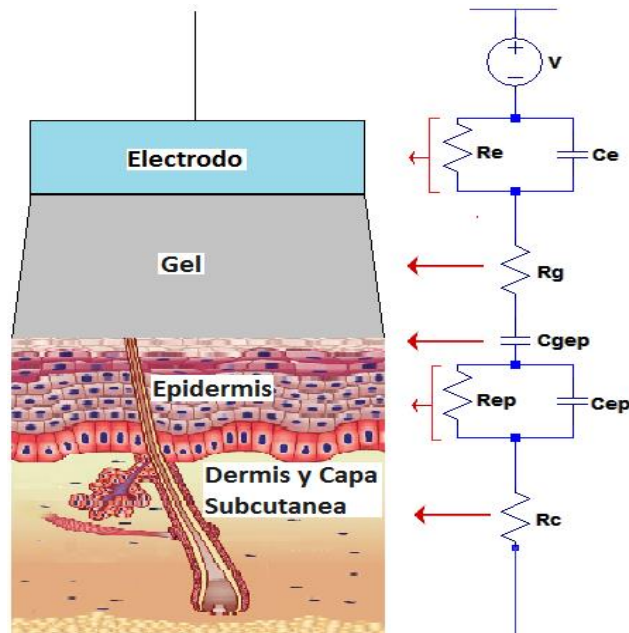


Figura 9. Modelo eléctrico del electrodo.

2.3. Componentes de Impedancia

El tórax presenta una impedancia eléctrica en el electrodo cuyas componentes son:

- ✓ Un valor relativamente constante al que se le conoce como impedancia base o basal (Z_0), cuyos valores típicos son de $15\Omega - 35\Omega$.
- ✓ Y un valor variable (ΔZ), que puede oscilar entre $0.1\Omega - 0.2\Omega$

El modelo eléctrico de esta impedancia se muestra en la figura 10.

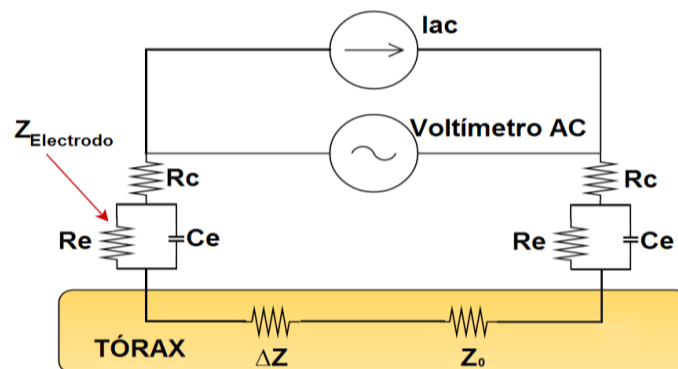


Figura 10. Modelo eléctrico de la impedancia torácica.

2.4. Origen de las Señales

En principio, *las señales de ICG están determinadas por tres componentes que varían durante el ciclo cardíaco* ⁽³⁾; la impedancia base (Z_0), la impedancia respiratoria ($Z_r(t)$), y la impedancia hemodinámica ($Z_h(t)$) como se muestra a continuación:

$$Z(t) = Z_0 + Z_r(t) + Z_h(t) \quad (1)$$

La primera derivada en estos cambios de impedancia mostraron que las variaciones en la impedancia base inducida por la frecuencia respiratoria eran prácticamente nulas y que en realidad reflejaban únicamente cambios en la impedancia hemodinámica $Z_h(t)$.

Por otro lado, se sabe que los fenómenos mecánicos que ocurren durante el ciclo cardíaco y producen un impacto en la señal de impedancia cardiográfica cuando la corriente recorre el tórax son:

- ✓ La extensión de los vasos pulmonares.
- ✓ Los cambios en el volumen del corazón.
- ✓ Cambios en el llenado de volumen sanguíneo en los vasos.
- ✓ Extensión de la aorta y arterias del cuello causado por la presión del pulso arterial.
- ✓ Cambios en la resistividad del musculo esquelético causado por el pulso de flujo sanguíneo.
- ✓ Cambios en la resistividad sanguínea en los grandes vasos causados por reorientación de células sanguíneas como una función de la velocidad de flujo sanguíneo.

Se han realizado muchos estudios con respecto al origen de las señales ICG y sus respectivas aportaciones a esta, entre ellos tenemos a Mohapatra⁽⁶⁾, Kim⁽⁷⁾ y Patterson⁽³⁴⁾, llegando a la conclusión de que la señal de impedancia cardiográfica refleja cambios debido a la extensión del diámetro de la aorta, arterias del cuello, vasos pulmonares y a la resistividad del flujo sanguíneo, atribuyendo para casos prácticos que los cambios en esta señal son principalmente debido a los cambios de volumen dentro de la aorta, pudiendo de esta manera diferenciar tanto la sístole como la diástole ventricular.

2.5. Trazas, Puntos y Periodos Característicos

En la figura 11 se muestran las curvas y puntos característicos tanto de las señales ECG, ΔZ e ICG. La primera derivada de los cambios de impedancia ΔZ , denotado como dZ/dt , es lo que llamamos impedancia cardiográfica o simplemente ICG.

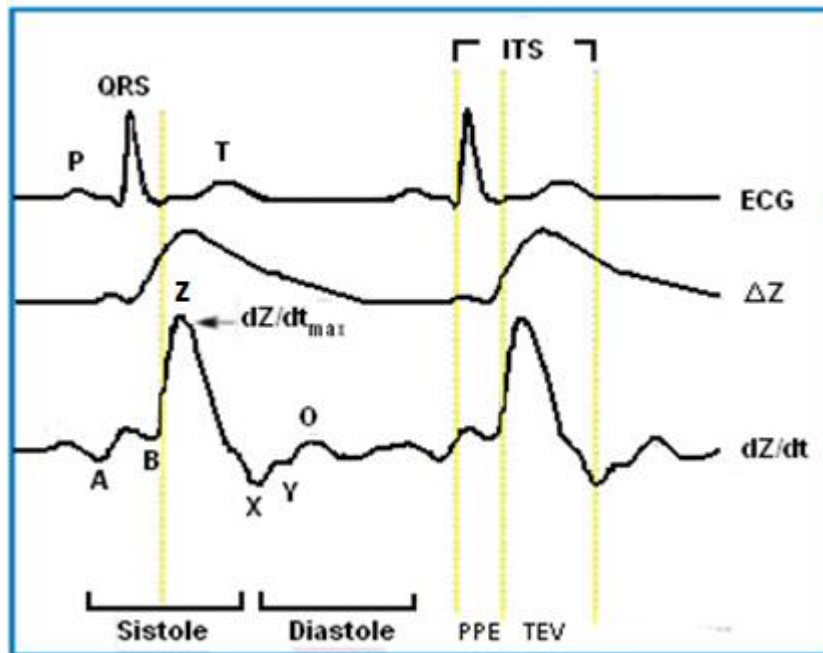


Figura 11. Señales ECG, ΔZ e ICG

Como podemos observar en la figura de arriba, al igual que en el ECG, también se denota con una letra a las ondas que presenta la señal ICG, las cuales están relacionados con un fenómeno mecánico en común, descritas a continuación⁽¹⁾:

- A:** contracción auricular (Inicio de la Sístole Electromecánica).
- B:** Apertura de la válvula aórtica.
- Z:** Punto de Máximo flujo en la Aorta (dZ/dt_{max}).
- X:** Cierre de la válvula aórtica.
- Y:** Cierre de la válvula pulmonar.
- O:** Apertura de la válvula mitral.

También podemos observar los siguientes intervalos o periodos:

- ITS:** Intervalos de tiempo sistólico.
- Q-B:** Periodo de pre-eyeción (PPE).
- B-X:** Tiempo de apertura y cerrado de la válvula aórtica descrita como $TEV \equiv TE \equiv LVET$ (Periodo de eyeción del ventrículo izquierdo)

Usando estos puntos y periodos podemos hallar varios Índices o parámetros hemodinámicos, como el volumen sistólico (SV), gasto cardiaco (CO), contenido de fluido total (TFC), índice de contractibilidad cardiaca (heather index), tasa de tiempo sistólico (STR), índice sistólico (SI), índice cardiaco (CI), rigidez vascular (VR), trabajo cardiaco izquierdo (LCW), índice de resistencia vascular sistémica (SVRI), índice de trabajo sistólico (SWI), entre muchos otros ^(1,5,8,9).

2.6. Cálculo del Volumen Sistólico

Para poder hallar el volumen sistólico debemos de recordar que una de las propiedades eléctricas microscópicas que describe la interacción de una onda electromagnética con el tejido biológico es la llamada conductividad compleja:

$$\sigma^*(f) = \sigma'(f) + j\sigma''(f)$$

Con unidades de $\Omega^{-1} \cdot m^{-1}$, y f es la frecuencia en Hertz.

Las propiedades eléctricas son muy dependientes de la frecuencia en el rango de una determinada dispersión (dispersión- β en nuestro caso).

La inversa de la conductividad compleja σ^* es la resistividad compleja ρ^* , la cual es usualmente preferida en el contexto de impedancia pletismográfica.

$$\rho^*(f) = \rho'(f) + j\rho''(f) \quad (2)$$

Por simplicidad didáctica vamos a considerar solo la parte real ρ' de la resistividad compleja ρ^* , siendo entonces válida la siguiente relación entre la impedancia (Z_0 : Impedancia base) y volumen (V_0 : Volumen inicial)

$$Z_0 = \rho' \frac{L}{\pi r_0^2}$$

$$V_0 = L\pi r_0^2$$

Donde:

L: Longitud entre los electrodos de recepción o voltaje.

r_0 : Radio inicial del vaso sanguíneo (Aorta).

Multiplicando estas dos ecuaciones tenemos:

$$Z_0 V_0 = \rho' L^2 \quad (3)$$

Después de la entrada de flujo tendremos un incremento de volumen ΔV , y por tanto, del radio Δr , siendo válidas las siguientes relaciones:

$$Z_T = Z_0 - \Delta Z = \rho' \frac{L}{\pi(r_0 + \Delta r)^2}$$

$$V_T = V_0 + \Delta V = L\pi(r_0 + \Delta r)^2$$

El producto entre estas dos ecuaciones será:

$$Z_T V_T = \rho' L^2 = (V_0 + \Delta V)(Z_0 - \Delta Z)$$

Multiplicando por Z_0 obtenemos:

$$\rho' L^2 Z_0 = Z_0 (V_0 + \Delta V)(Z_0 - \Delta Z)$$

$$\rho' L^2 Z_0 = (Z_0 V_0 + Z_0 \Delta V)(Z_0 - \Delta Z) \quad (4)$$

Reemplazando (3) en (4):

$$\begin{aligned} \rho' L^2 Z_0 &= (\rho' L^2 + Z_0 \Delta V)(Z_0 - \Delta Z) \\ \rho' L^2 Z_0 &= \rho' L^2 Z_0 - \rho' L^2 \Delta Z + \Delta V Z_0^2 - Z_0 \Delta V \Delta Z \end{aligned}$$

Si $\Delta V \Delta Z Z_0$ es despreciable como un producto de pequeñas cantidades el resultado será:

$$\Delta V = \rho' \frac{L}{(Z_0)^2} \Delta Z \quad (5)$$

Para variaciones muy pequeñas se tiene la relación:

$$\Delta Z = \frac{dZ}{dt} \cdot \Delta t$$

Siendo $\Delta t \equiv LVET \equiv ET$ (*Periodo de eyección*), entonces:

$$\Delta Z = \frac{dZ}{dt} \cdot ET \quad (6)$$

Finalmente reemplazando ΔV por SV y la ecuación (6) en (5) tendremos la ecuación para hallar el volumen sistólico:

$$SV = \rho' \frac{L}{(Z_0)^2} \cdot \frac{dZ}{dt} \cdot ET \quad (7)$$

Esta ecuación es conocida como la fórmula de Kubicek, y fue la primera fórmula de impedancia cardiográfica, hallado a partir de la ecuación de Nyboer (ecuación-5). Posteriormente Sramek, Bernstein y Lemmens establecieron otras fórmulas basándose en otros parámetros (peso, altura, género) y asumiendo un modelo del tórax como un cono truncado (a diferencia de Nyboer quien modelo el tórax como un cilindro).

También hay fórmulas propietarias (TaskForce, PhysioFlow), de los cuales solo conocemos a grandes rasgos la forma de efectuar la operación para hallar el volumen sistólico. En la tabla 1 se recogen estas fórmulas.

PROPUESTO POR	FORMULA	COMENTARIOS
Nyboer	$\Delta V = \rho' \frac{L}{(Z_0)^2} \Delta Z$	Basado en el modelo de un cilindro. Volumen sanguíneo en un segmento del cuerpo.
Kubicek	$SV = \rho' \frac{L}{(Z_0)^2} \cdot \frac{dZ}{dt} \cdot ET$	Basado en el modelo de un cilindro. Fórmula básica de impedancia cardiografica.
Sramek-Bernstein	$SV = \delta \cdot \frac{(0.17h)^3}{4.25} \cdot \frac{dZ}{dt_{max}} \cdot T_{LVE}$	Suposición tórax es un cono truncado con C/L = 3,0 Se asume L = 0,17H
Berstein y Lemmens	$SV_N = \frac{V_{ITBV}}{\zeta^2} \cdot \frac{\sqrt{dZ(t)/dt_{max}}}{Z_0} \cdot T_{LVE}$	Implementa transformacion de raiz cuadrada. Masa basado en volumen conductor.
TaskForce Monitor	$SV = C_1 \cdot \frac{W^n \cdot H^{3-2n}}{(Z_0)^{m+1}} \cdot \frac{dZ}{dt_{max}} \cdot ET$	Basado en parametros antropométricos, BMI. Valores de "m" y "n" reservados por el propietario.
PhysioFlow Method	$SV_i = SV_{i_{cal}} \left(\frac{CTI}{CTI_{cal}} \right) \left(\frac{TFIT_{cal}}{TFIT} \right)^{1/3}$	La formula exacta no se da a conocer. Posicionamiento de los electrodos no es crítico.

Tabla 1. Fórmulas para hallar el Volumen Sistólico (SV)

Como se ha podido observar, es necesario saber la resistividad sanguínea para poder hallar el volumen sistólico. En la tabla 2 se muestra una compilación de los valores típicos de resistividad de varios tejidos biológicos adaptada de la literatura de Helmut Hutten ⁽²⁰⁾.

	Frequency							
	10 Hz	100 Hz	1 kHz	10 kHz	100 kHz	1 MHz	10 MHz	100 MHz
Muscle, skeletal	9.6	8.8	8.1	7.6	2.0	1.8	1.6	1.4
Muscle, heart	9.6	9.3	8.0	6.0	2.1	2.0	1.6	1.5
Liver	10.0	8.7	8.6	7.6	4.6	2.8	2.8	1.7
Kidney					1.9	1.8	1.4	1.3
Brain			6.1		6.0	5.3	3.7	1.5
Fatty tissue			23.2					
Blood			1.6	1.5	1.5	1.4	0.9	0.8

Tabla 2. Valores típicos de resistividad de algunos tejidos biológicos en $\Omega.m$.

Para nuestro caso se tiene una resistividad de **1.5 $\Omega.m$** . Pero, debemos de tener en cuenta que estos valores no son del todo exactos, ya que para estas mediciones no se consideró algunos detalles importantes como preparación de la muestra, temperatura, tiempo después de la incisión, etc. Sin embargo, se suele asumir valores alrededor de los mismos.

2.7. Aplicación Clínica y Fisiopatológica

La Impedancia Cardiográfica tiene varias aplicaciones clínicas y fisiopatológicas, las cuales son de gran relevancia diagnóstica. Entre ellas tenemos:

- ✓ Apnea del Sueño.
- ✓ Edema Pulmonar.
- ✓ Trombosis venosa.
- ✓ Fibrilación Auricular.
- ✓ Diagnóstico de Síncope.
- ✓ Prueba cold-pressor.
- ✓ Detección Síndrome de Marcapasos.
- ✓ Monitoreo de latido extrasistólico ventricular.
- ✓ Estudios farmacológicos y Psicofisiológicos.
- ✓ Pruebas de estrés (hablar en público, matemáticas).
- ✓ Falla cardíaca, post by-pass coronario, hipertensión pulmonar.
- ✓ Respuestas Hemodinámicas de Pruebas clínicas y Fisiológicas.

2.8. Limitaciones y Errores

Las limitaciones y errores que puede presentar la impedancia cardiográfica se deben a:

- ✓ **Discrepancia** entre los diferentes modelos matemáticos.
- ✓ **Limitaciones propias de la Técnica:** Anormalidades ECG y bajos valores de Impedancia que se presentan en algunas ocasiones.
- ✓ **Interferencias con la transmisión de la señal:** Derrame pleural, falla cardiaca severa, neumonía complicada, hemotorax y toracotomía abierta.
- ✓ **Limitaciones absolutas:** Taponamiento cardiaco, malformaciones cardiacas o del tórax.
- ✓ **Sobreestimación de parámetros hemodinámicos:** Taquiarritmias, estados hiperdinamicos, cirrosis avanzada, etc.
- ✓ **Disturbios de la influencia respiratoria**
- ✓ **Incertidumbre** en la estimación de resistividad sanguínea.
- ✓ **Artefactos de movimiento:** ansiedad, agitación, hiperventilación, temblor.
- ✓ **Contacto en la interface electrodos-piel:** sudor, obesidad, grasa.
- ✓ **Errores de medición en la distancia L** entre los electrodos de estimulación.
- ✓ **Errores de medición en la impedancia base Z_0 .**
- ✓ **Errores de medición en el periodo de eyección ventricular izquierdo (ET).**
- ✓ **Errores en la resistividad ρ' fija asumida.**

2.9. Dispositivos Comerciales y en Desarrollo

Actualmente existen diversos dispositivos ICG, los cuales pueden ser fijos o portables, entre los que no podemos dejar de mencionar el cardiógrafo de impedancia **Minnesota 304**, que ha sido el más ampliamente usado en estudios de investigación, sirviendo incluso como patrón oro de comparación con nuevos prototipos para la validación de los mismos.

Posteriormente salieron otros dispositivos comerciales, los cuales fueron aceptados y aprobados para realizar estudios clínicos, alguno de estos son: Nico 100c Biopac, HIC-2500, Niccomo, Task Force, Vuelink Connection y Sorba Medical, siendo todos estos fijos y/o móviles, como se muestra en la figura 12.



Figura 12. Cardiógrafos de Impedancia Fijos y/o Móviles.

También están los dispositivos comerciales portables o llamados ICG ambulatorios (figura13), como el Reomonitor, MW100A, PhysioFlow, UV-AMS, AIM-8-V3 y el AZCG.



Figura 13. Cardiógrafos de Impedancia Ambulatorios.

Por otro lado, existen grupos de investigación que proponen y recomiendan diseños o técnicas de procesamiento de señal para la construcción y uso de nuevos cardiógrafos de impedancia.

Entre estos grupos tenemos a los encabezados por J.Webster y Dennis Bahr ⁽²⁾, G. Panfili y Piccini ⁽⁴⁾, J Ferreira y F Seoane ⁽¹⁰⁾, Padma Batra ⁽¹¹⁾, Vinod K. ⁽¹³⁾, entre otros ^(5,12, 14-16).

Asimismo, en la figura 14 podemos observar el módulo de evaluación del integrado AD5933 de Analog Devices, este integrado es también una nueva alternativa para diseñar dispositivos ICG; y en la figura 15 se muestra una nueva alternativa para el posicionamiento de los electrodos con gel.



Figura 14. AD5933-EBIM ⁽⁴¹⁾

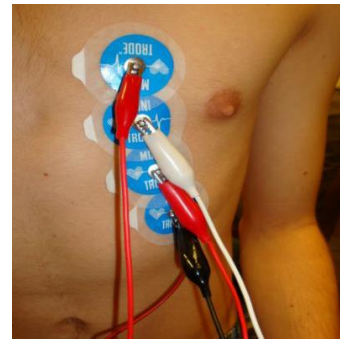


Figura 15. Posicionamiento de Electrodo Propuesto por J. Webster

En la Tabla 3 podemos observar algunas características técnicas de los dispositivos ICG anteriormente mencionados.

DISPOSITIVO	INTENSIDAD DE CORRIENTE (mA)	FRECUENCIA (KHz)	PESO (g)	DIMENSION (mm)	MEMORIA	AUTONOMIA (Horas)
Minnesota 304B	4	100	-	-	-	-
Nico 100c Biopac	0,4	12,5 - 100	370	190x110x40	-	-
Reomonitor	1	95	810	200x111x50	20MB	13
UV-AMS	0,35	50	225	120x65x32	2MB	48
MW100A	0,4	100	400	160x95x45	2GB	9
PhysioFlow	1,8	75	200	115x85x18	-	6
AIM-8-V3	2	80	-	100x76x38	-	-
AZCG	2	50	400	160x95x45	20MB	-

Tabla 3. Características Técnicas de diversos dispositivos ICG.

3. FRONT – END ANALOGICO (AFE)

3.1. Propuesta del Front – End Analógico

Un Front-End tiene principalmente los siguientes bloques.

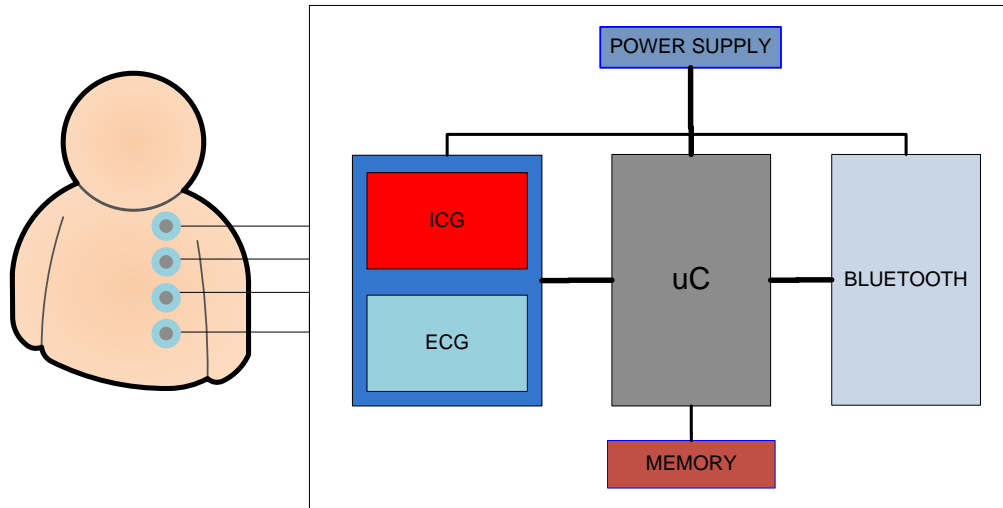


Figura 16. Diagrama de bloques de un Front-End para medir señales ICG/ECG

Sin embargo, en este trabajo nuestro principal objetivo es diseñar un Front-End Analógico (AFE) que mida la Impedancia Cardiográfica (bloque rojo), por la que se presentaron y analizaron las siguientes propuestas:

PRIMERA PROPUESTA: Diseño del hardware de cada uno de los bloques: Generador de corriente, amplificadores, filtros, demodulador, derivador, etc.

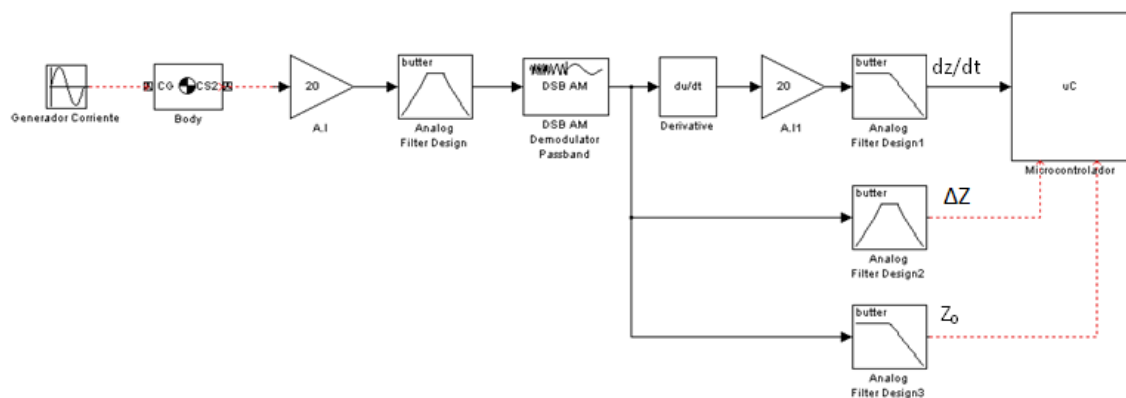


Figura 17. Diagrama de Bloques de la Primera Propuesta

Ventajas:

- ✓ Podemos diferenciar cada uno de los bloques del ICG y sustituirlo en caso fuese necesario.

- ✓ Nos evitamos de diseñar algoritmos para los filtrados y deriva de la señal de impedancia, que pueden tener una carga computacional a considerar.

Desventajas:

- ✓ La dimensión del dispositivo sería relativamente amplia.
- ✓ Ligeramente pesado.
- ✓ Mayor consumo de energía.
- ✓ Se sumaría el ruido interno de cada bloque.
- ✓ Posible aparición de mayores capacitancias parásitas.
- ✓ Necesitaríamos un módulo ECG adicional.

SEGUNDA PROPUESTA: Uso del convertidor de impedancia de 12 bits AD5933 de Analog Devices.

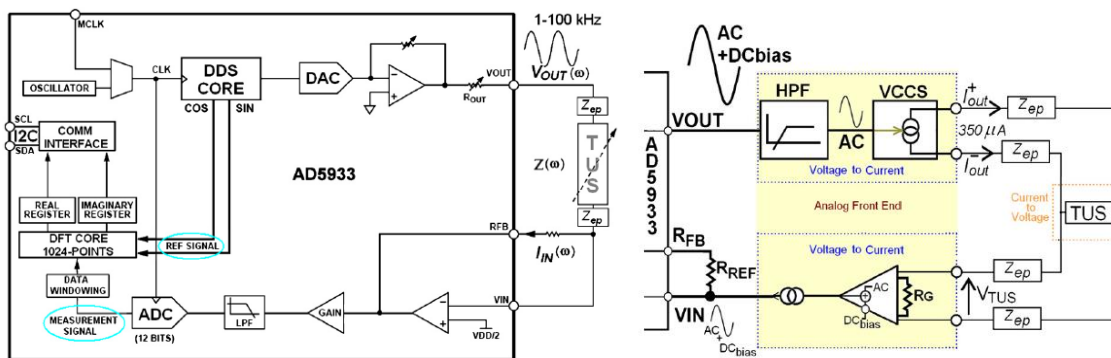


Figura 18. Diagrama de Bloques de la Segunda Propuesta

Ventajas:

- ✓ Integrado diseñado para Análisis de Impedancia Bioeléctrica.
- ✓ Nos suministra Información de la parte real e imaginaria de la impedancia compleja.

Desventajas:

- ✓ Usa método Bipolar.
- ✓ Circuitería adicional para convertir a Tetrapolar.
- ✓ Se aplica tensión y se mide corriente (No hay control de corriente).
- ✓ Rango de medición de impedancia 1KΩ a 10MΩ por lo que se necesita Circuitería adicional para medir impedancias menores (Necesitamos medir impedancias menores de 40Ω).
- ✓ Necesitaríamos un módulo ECG adicional.

TERCERA PROPUESTA (Elegida para diseñar nuestro AFE): Uso del circuito integrado ADS1292R de Texas Instruments.

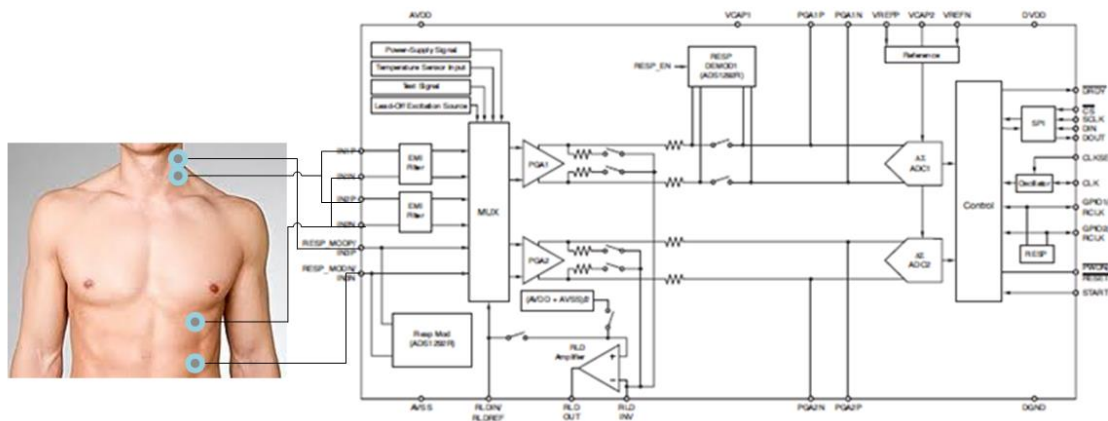


Figura 19. Diagrama de Bloques de la Tercera Propuesta

Ventajas:

- ✓ Uso de un solo integrado.
- ✓ Bajo consumo de energía.
- ✓ Dimensión muy pequeña.
- ✓ Peso muy ligero.
- ✓ Módulo ECG integrado.

Desventajas:

- ✓ Si uno de los componentes internos del circuito integrado falla no se podría sustituir y se tendría que cambiar todo el integrado.

La necesidad de diseñar un Front-End ICG llevable (ultra bajo consumo, ligero, de pequeñas dimensiones, etc.) nos encamina a usar integrados SoC (System-on-Chip) que cumplan estas características, teniendo de esta manera los recursos necesarios para obtener la señal de bioimpedancia con un único integrado, aunque tendremos menos flexibilidad frente a una arquitectura de Múltiple chip.

El integrado ADS1292R de Texas Instruments (TI) cuenta con estos recursos y niveles de integración de gran rendimiento que nos ayuda a reducir significativamente el tamaño, el consumo de energía y los costos, por lo que finalmente elegimos diseñar nuestro AFE con este integrado (**Tercera Propuesta**).

El ADS1292R, tiene un canal para señales ECG y otro para bioimpedancia (usado normalmente para determinar el Ritmo Respiratorio), el cual usaremos para obtener nuestra señal ICG.

Todo esto en conjunto con otros dispositivos y el adecuado diseño electrónico nos dieron como resultado un nuevo Front-End Analógico para medir señales de Impedancia Cardiográfica.

En la figura 20 se muestran tanto el módulo de evaluación como el ADS1292R proporcionados por Texas Instruments, con los cuales hemos realizado algunos estudios previos para su respectiva validación y uso.

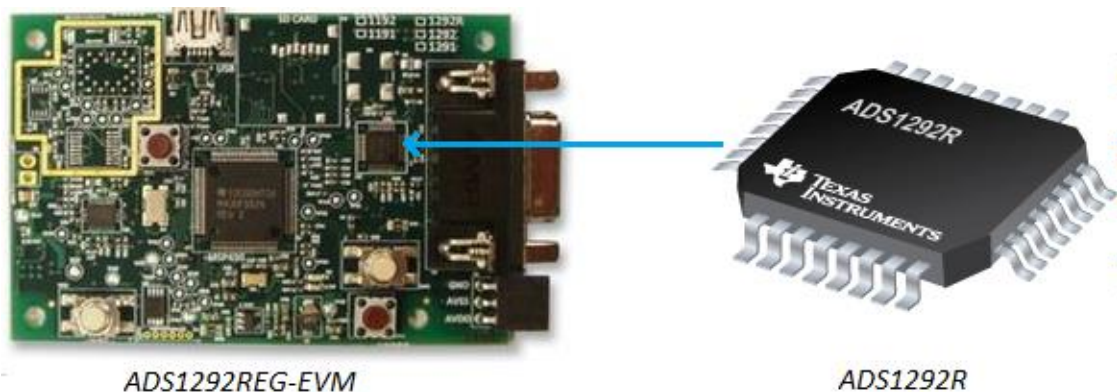


Figura 20. EVM1292RECG y ADS1292R

3.2. Características Básicas del ADS1292R

El ADS1292R es un integrado de baja potencia, multicanal, muestreo simultáneo, con convertidor analógico/digital (ADC) sigma delta ($\Delta\Sigma$) de 24-bit, con amplificadores de ganancia programables (PGA), referencia interna, y un oscilador de 512KHz.

El ADS1292R incorpora las características comúnmente requeridas en las aplicaciones portables, electrocardiogramas de baja potencia, deportes y fitness. Con altos niveles de integración y un rendimiento excepcional, el ADS1292R permite la creación de sistemas de instrumentación médica escalables que reducen significativamente el tamaño, el consumo de energía, y el costo total.

El ADS1292R tiene un multiplexor flexible de entrada por canal, que puede conectarse de forma independiente a las señales generadas internamente para la prueba, la temperatura, y la detección de lead-off. Adicionalmente, cualquier configuración de los canales de entrada pueden ser seleccionados para la derivación (RLD) de señal de salida. El ADS1292R opera a velocidades de datos de hasta 8 kSPS. Así como tiene totalmente integrado una función de medición de impedancia respiratoria. En la figura 21 y 22 se muestra el diagrama de bloques funcional y el empaquetamiento del ADS1292R, respectivamente.

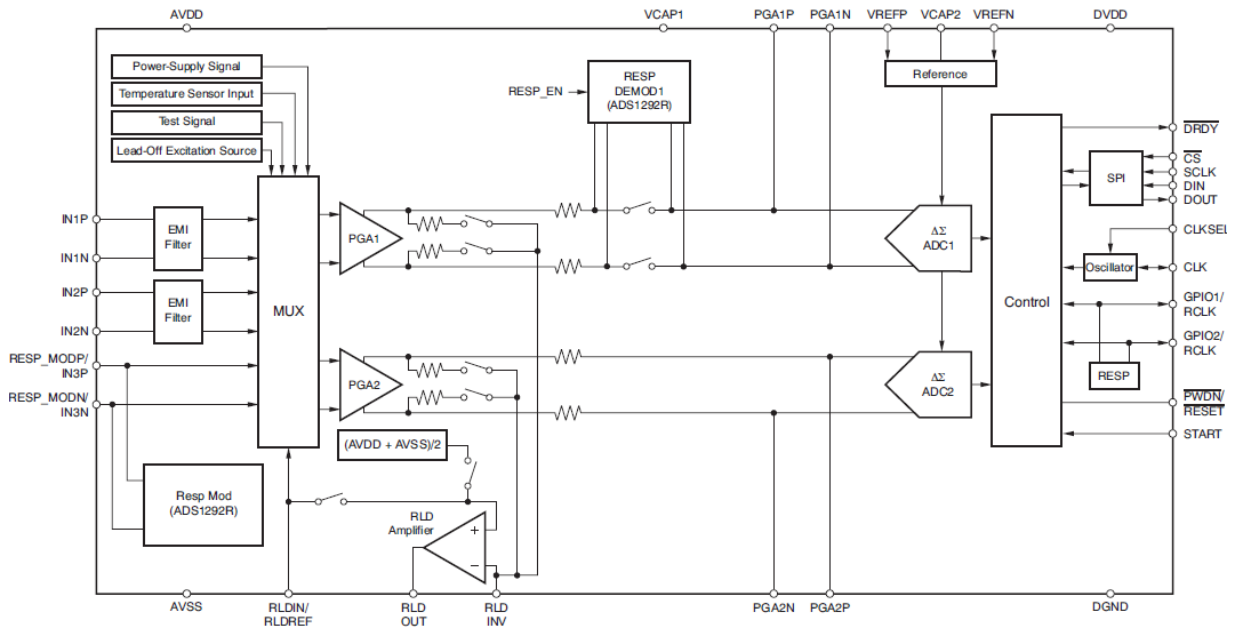


Figura 21. Diagrama de Bloques Funcional del ADS1292R (40).

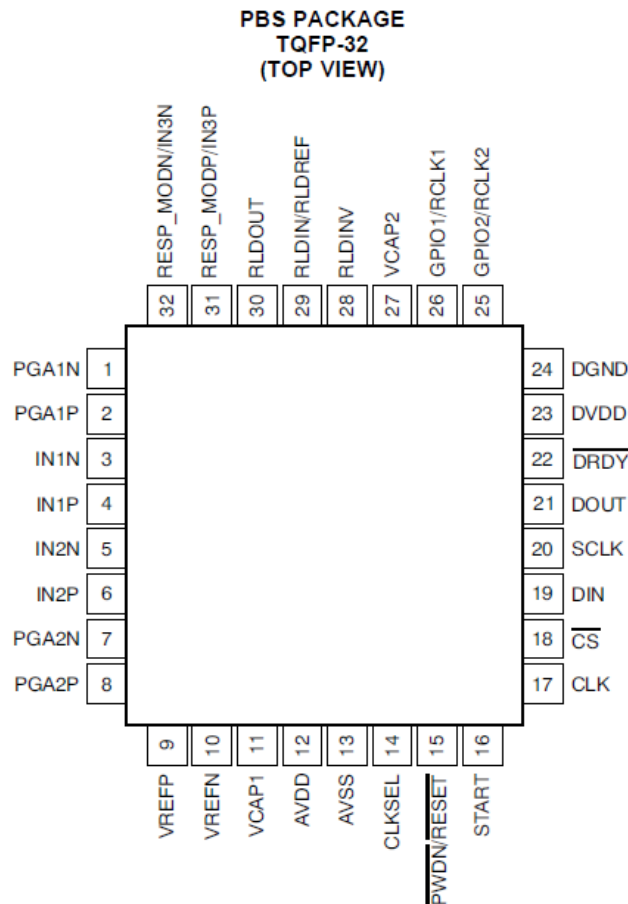


Figura 22. ADS1292R con empaquetamiento (TQFP) (40).

Características Técnicas

- ✓ Dos PGAs de bajo ruido y dos ADCs de alta resolución.
- ✓ Baja potencia: 335 mW / canal.
- ✓ Ruido en la entrada de referencia: 8 μ VPP (150 Hz BW, G = 6).
- ✓ Corriente de polarización: 200 pA.
- ✓ Velocidad de datos: 125 SPS a 8 kSPS.
- ✓ CMRR: -105 dB.
- ✓ Ganancia Programable: 1, 2, 3, 4, 6, 8, ó 12.
- ✓ Suministros: unipolar o bipolar.
 - Analógico: 2,7 V a 5,25 V
 - Digital: 1,7 V a 3,6 V
- ✓ Medición de Impedancia respiratoria integrada.
- ✓ Referencia y Oscilador incorporado.
- ✓ Interfaz Serial Compatible SPI™.
- ✓ Temperatura de funcionamiento: -40 ° C a +85 ° C.

Filtro EMI

Un filtro RC en la entrada actúa como un filtro de interferencia electromagnética (EMI) en los canales 1 y 2. El ancho de banda del filtro de 3-dB es de aproximadamente 3 MHz.

Entradas del Multiplexor

Las entradas del multiplexor son muy flexibles y poseen muchas opciones de configuración señal-interruptor. Esta flexibilidad permite una significativa calibración y configuración de los dispositivos y sub-sistema de diagnóstico.

La configuración de los interruptores para cada canal son seleccionados escribiendo los valores correspondientes en el registro CH1SET o CH2SET.

Medición de Ruido del Dispositivo

La configuración CHnSET [03:00] = 0001 establece el voltaje de modo común de (VREFP + VREFN) / 2 a ambas entradas del canal. Este ajuste se puede utilizar para poner a prueba el ruido inherente del dispositivo en el sistema del usuario.

Rango de entrada y configuración del PGA

El PGA es un amplificador diferencial de entrada o de salida, como se muestra en la figura 23. Tiene siete ajustes de ganancia (1, 2, 3, 4, 6, 8 y 12) que se pueden establecer escribiendo los valores correspondientes en el registro CHnSET (ver registros CH1SET y CH2SET en la tabla 4. Mapa de Registros – pag.25). El ADS1292R tiene entradas CMOS y por lo tanto tiene un ruido de corriente insignificante.

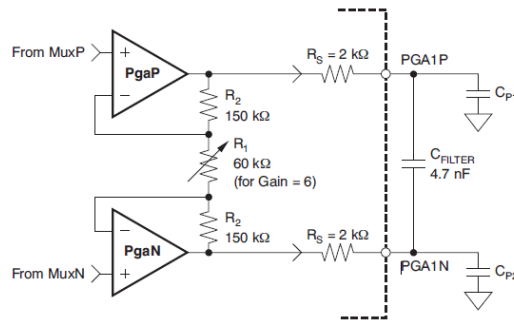


Figura 23. Implementación del PGA (40).

Modulador $\Delta\Sigma$ ADC

Cada canal del ADS1292R tiene un ADC de 24 bits. Este convertidor utiliza un modulador de segundo orden optimizado para aplicaciones de baja potencia. Las muestras del modulador de la señal de entrada están a la tasa de $F_{Mod} = F_{clk} / 4$ o $F_{clk} / 16$, según lo determinado por el bit CLK_DIV . En ambos casos, el reloj de muestreo tiene un valor típico de 128 kHz.

Interface SPI

La interfaz serial SPI consiste de cuatro señales: CS, SCLK, DIN y DOUT. La interfaz lee la conversión de datos, lee y escribe en los registros y controla la operación del ADS1292R. La salida DRDY se utiliza como una señal de estado para indicar cuando los datos están listos. DRDY pasa a nivel bajo cuando los nuevos datos están disponibles.

GPIO

El ADS1292R tiene dos pines GPIOs (puerto de entrada/salida de propósito general) disponibles en el modo normal de operación. Los pines de E/S digitales se pueden configurar individualmente como entradas o como salidas a través de los bits de registro GPIOC. Los bits GPIOD en el registro GPIO controlan el nivel de los pines. Al leer los bits GPIOD, los datos devueltos son el nivel lógico de los pines, si se programan como entradas o salidas. Cuando el pin GPIO se configura como una entrada, una escritura en el bit correspondiente GPIOD no tiene ningún efecto.

Los pines GPIO se configuran como entradas después del encendido o después de un reset. La figura muestra la estructura del puerto GPIO. Los pines deben ser cortocircuitados a DGND con una resistencia en serie si no son usados.

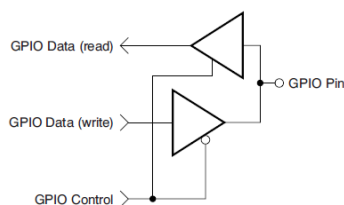


Figura 24. Pin del Puerto GPIO (40).

Lead-Off

La detección del lead-off permite saber si los electrodos están adheridos correctamente al cuerpo del paciente.

Todo esto lo podemos manejar escribiendo en los respectivos registros, siendo doce en total divididos en cuatro partes como se muestra en la tabla 4.

ADDRESS	REGISTER	RESET VALUE (Hex)	BIT 7	BIT 6	BIT 5	BIT 4	BIT 3	BIT 2	BIT 1	BIT 0
Device Settings (Read-Only Registers)										
00h	ID	XX	REV_ID7	REV_ID6	REV_ID5	1	0	0	REV_ID1	REV_ID0
Global Settings Across Channels										
01h	CONFIG1	02	SINGLE_SHOT	0	0	0	0	DR2	DR1	DR0
02h	CONFIG2	80	1	PDB_LOFF_COMP	PDB_REFBUF	VREF_4V	CLK_EN	0	INT_TEST	TEST_FREQ
03h	LOFF	10	COMP_TH2	COMP_TH1	COMP_TH0	1	Ilead_OFF1	Ilead_OFF0	0	Flead_OFF
Channel-Specific Settings										
04h	CH1SET	00	PD1	GAIN1_2	GAIN1_1	GAIN1_0	MUX1_3	MUX1_2	MUX1_1	MUX1_0
05h	CH2SET	00	PD2	GAIN2_2	GAIN2_1	GAIN2_0	MUX2_3	MUX2_2	MUX2_1	MUX2_0
06h	RLD_SENS	00	CHOP1	CHOP0	PDB_RLD	RLD_LOFF_SENS	RLD2N	RLD2P	RLD1N	RLD1P
07h	LOFF_SENS	00	0	0	FLIP2	FLIP1	LOFF2N	LOFF2P	LOFF1N	LOFF1P
08h	LOFF_STAT	00	0	CLK_DIV	0	RLD_STAT	IN2N_OFF	IN2P_OFF	IN1N_OFF	IN1P_OFF
GPIO and Other Registers										
09h	RESP1	00	RESP_DEMOD_EN1	RESP_MOD_EN	RESP_PH3	RESP_PH2	RESP_PH1	RESP_PH0	1	RESP_CTRL
0Ah	RESP2	02	CALIB_ON	0	0	0	0	RESP_FREQ	RLDREF_INT	1
0Bh	GPIO	0C	0	0	0	0	GPIOC2	GPIOC1	GPIOD2	GPIOD1

Tabla 4. Mapa de Registros del ADS1292R (40).

3.3. Validación del ADS1292R

Se ha evaluado el ADS1292R (usando el módulo de evaluación ADS292RECG-EVM y el software suministrado por Texas Instruments) mediante un circuito de resistencias (Figura 25).

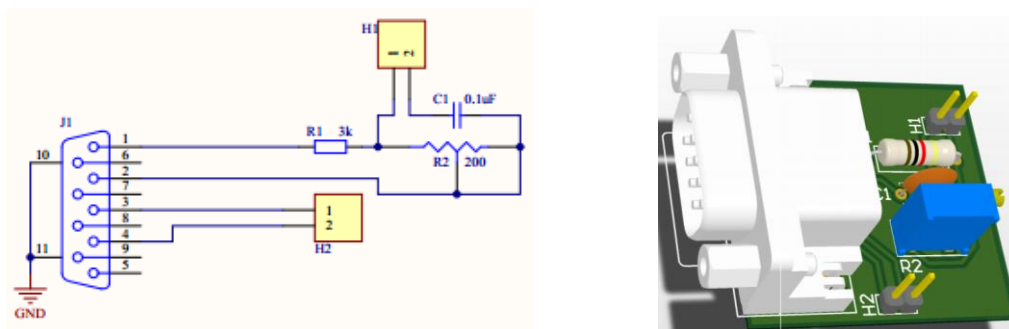


Figura 25. Circuito de Resistencias para la evaluación del ADS1292R.

Los valores de voltaje teórico se hallaron mediante la ley de Ohm:

$$V_t = I_b \times R_t \quad (8)$$

Donde:

V_t : Voltaje teórico

I_b : Corriente que atraviesa el cuerpo

R_t : Resistencia total: R_b (Resistencia del cuerpo)+ R_a (Resistencia adicional)

La resistencia R_a es una resistencia adicional que se puso para simular la resistencia de los cables del electrodo y del propio electrodo.

El valor teórico de la corriente I_b que atraviesa el cuerpo se halla mediante la siguiente ecuación:

$$I_b = \frac{V_{REFP} - V_{REFN}}{R_{RESP_MODP} + R_{RESP_MODN} + R_b} \quad (9)$$

Donde:

V_{REFP} : Voltaje de Referencia Positivo.

V_{REFN} : Voltaje de Referencia Negativo.

R_{RESP_MODP} : Resistencia a la salida de la señal de excitación P.

R_{RESP_MODN} : Resistencia a la salida de la señal de excitación N.

R_b : Resistencia del cuerpo (para este caso R_t).

Los 18 valores de resistencia asumidos y los valores teóricos de corriente I_b y voltaje V_t se muestran en la siguiente tabla.

Nº	R_b (Ω)	R_a ($K\Omega$)	R_b ($K\Omega$)	R_t ($K\Omega$)	$R_{t_{resp_mod}}$ ($K\Omega$)	$R_{t_{resp_mod} + R_a}$ ($K\Omega$)	I_b (μA)	V_t (mV)
1	0,4	2,99	0,0004	2,9904	80,00	82,9904	28,9190	86,4794
2	15,0	2,99	0,0150	3,0050	80,00	83,0050	28,9139	86,8863
3	20,0	2,99	0,0200	3,0100	80,00	83,0100	28,9122	87,0257
4	25,0	2,99	0,0250	3,0150	80,00	83,0150	28,9104	87,1650
5	25,2	2,99	0,0252	3,0152	80,00	83,0152	28,9104	87,1705
6	25,4	2,99	0,0254	3,0154	80,00	83,0154	28,9103	87,1761
7	25,7	2,99	0,0257	3,0157	80,00	83,0157	28,9102	87,1845
8	25,8	2,99	0,0259	3,0159	80,00	83,0159	28,9101	87,1900
9	26,0	2,99	0,0260	3,0160	80,00	83,0160	28,9101	87,1928
10	30,0	2,99	0,0300	3,0200	80,00	83,0200	28,9087	87,3043
11	35,0	2,99	0,0350	3,0250	80,00	83,0250	28,9070	87,4435
12	40,0	2,99	0,0400	3,0300	80,00	83,0300	28,9052	87,5828
13	45,0	2,99	0,0500	3,0400	80,00	83,0400	28,9017	87,8613
14	60,0	2,99	0,0600	3,0500	80,00	83,0500	28,8983	88,1397
15	80,0	2,99	0,0800	3,0700	80,00	83,0700	28,8913	88,6963
16	100,0	2,99	0,1000	3,0900	80,00	83,0900	28,8843	89,2526
17	150,0	2,99	0,1500	3,1400	80,00	83,1400	28,8670	90,6423
18	200,0	2,99	0,2000	3,1900	80,00	83,1900	28,8496	92,0303

Tabla 5. Resistencias y valores de corriente y voltaje teóricos.

$$(R_{t_{resp_mod}} = R_{RESP_MODP} + R_{RESP_MODN}).$$

Para hallar los valores de voltaje V_{evm} con el módulo de evaluación ADS292RECG-EVM se han tomado 10 000 muestras repetidas 7 veces ($V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6, V_7$) para los 18 valores de resistencia R_b a una frecuencia de 500Hz con una corriente de excitación de 30uA a 32KHz, ganancia $PGA = 6$ y fase = 101.25° , obteniendo los resultados de la tabla 6.

Nº	V_1 (mV)	V_2 (mV)	V_3 (mV)	V_4 (mV)	V_5 (mV)	V_6 (mV)	V_7 (mV)	V_{evm} (mV)	SD (mV)
1	81,4230	81,4238	81,4233	81,4232	81,4233	81,4233	81,4232	81,4233	0,0002
2	81,7853	81,7851	81,7851	81,7854	81,7854	81,7849	81,7854	81,7852	0,0002
3	81,9094	81,9096	81,9095	81,9095	81,9096	81,9092	81,9092	81,9094	0,0002
4	82,0268	82,0269	82,0268	82,0268	82,0268	82,0268	82,0264	82,0268	0,0002
5	82,0305	82,0311	82,0311	82,0311	82,0310	82,0309	82,0313	82,0310	0,0003
6	82,0369	82,0378	82,0376	82,0371	82,0371	82,0372	82,0376	82,0373	0,0003
7	82,0411	82,0412	82,0411	82,0411	82,0412	82,0412	82,0414	82,0412	0,0001
8	82,0494	82,0490	82,0488	82,0490	82,0490	82,0490	82,0490	82,0490	0,0002
9	82,0514	82,0510	82,0514	82,0518	82,0521	82,0520	82,0526	82,0518	0,0005
10	82,1345	82,1341	82,1340	82,1344	82,1344	82,1344	82,1343	82,1343	0,0002
11	82,2452	82,2451	82,2451	82,2449	82,2450	82,2454	82,2454	82,2452	0,0002
12	82,3976	82,3980	82,3984	82,3985	82,3982	82,3977	82,3985	82,3981	0,0004
13	82,5993	82,5988	82,5982	82,5986	82,5988	82,5993	82,5982	82,5987	0,0005
14	82,8854	82,8858	82,8854	82,8854	82,8854	82,8855	82,8858	82,8855	0,0002
15	83,3731	83,3741	83,3736	83,3719	83,3722	83,3735	83,3732	83,3731	0,0008
16	83,8632	83,8630	83,8628	83,8629	83,8628	83,8630	83,8630	83,8630	0,0001
17	85,0796	85,0798	85,0797	85,0797	85,0797	85,0798	85,0796	85,0797	0,0001
18	86,2994	86,2994	86,2996	86,2998	86,2995	86,2994	86,2995	86,2995	0,0001

Tabla 6. Voltaje obtenido con el ADS292RECG-EVM (V_{evm} = Voltaje Promedio, SD=Desviación Estándar)

La figura 26 muestra la relación entre el voltaje teórico (V_i) y voltaje experimental (V_{evm})

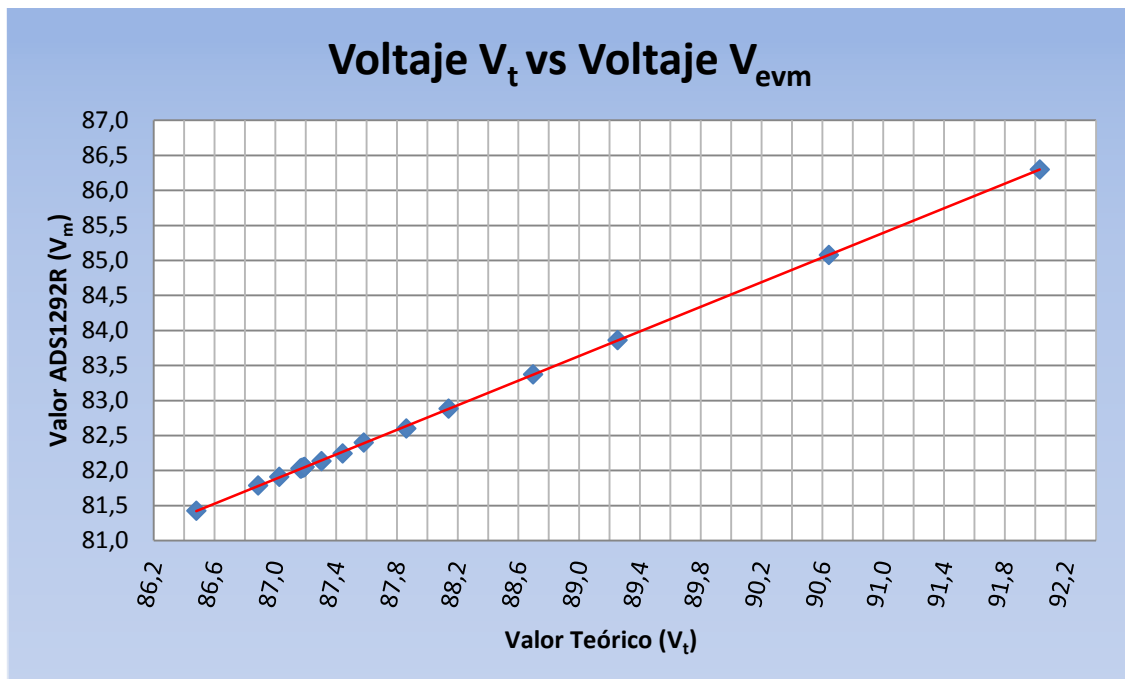


Figura 26. Voltaje Teórico (V_t) y Voltaje obtenido con el módulo de evaluación ADS1292R-EVM (V_{evm})

Se ha obtenido un coeficiente de correlación lineal perfecto $r=1$ y ecuación de relación lineal $V_t = 0,8788 V_{evm} + 5,4219$.

El error promedio de impedancias es de 5.95%, cuyos valores obtenidos con el EVM están por debajo de la impedancia teórica (en este caso valores obtenidos con un ohmímetro) con desviación estándar $SD= 0,0985$. Sin embargo este error lo podemos reducir calibrando al valor real de impedancia mediante técnicas de Hardware o Software.

En la figura 27 podemos observar que la variación del error prácticamente se mantiene constante entre los rangos de 15Ω y 35Ω (valores típicos de la impedancia torácica y que son los que nos interesa), obteniendo en este caso un error de 5.90% y $SD = 0,02$. Para valores más altos de impedancia el error varía de forma creciente.

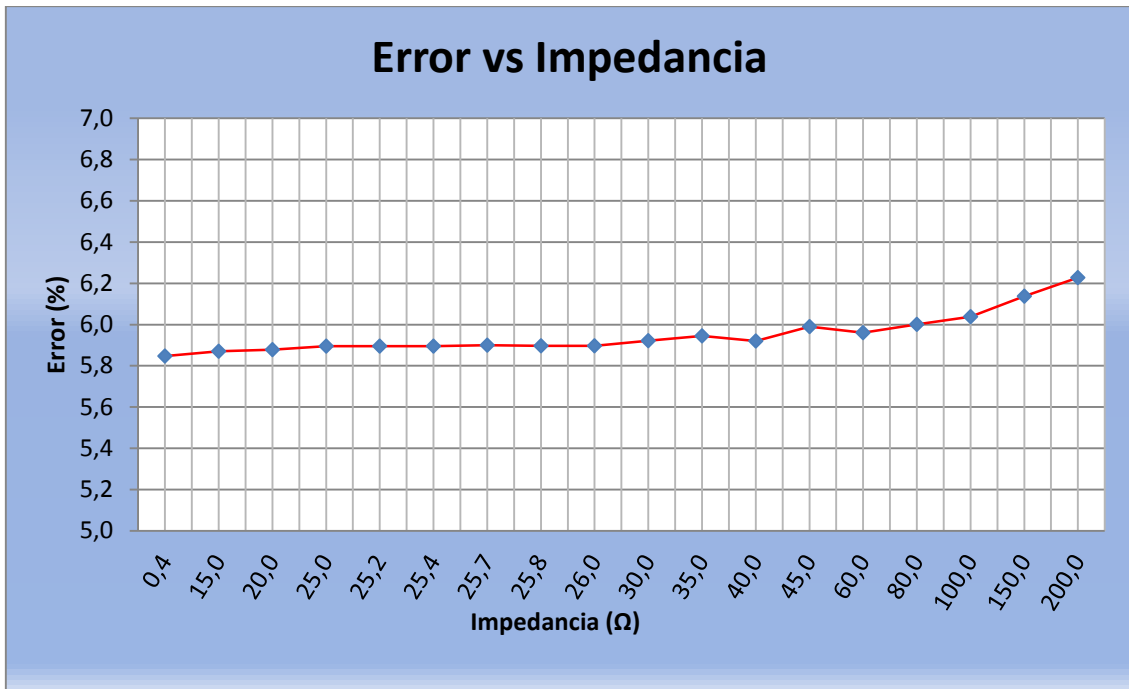


Figura 27. Error vs Impedancia

En principio, estos resultados demuestran que con este integrado (ADS1292R) podemos medir la impedancia base total (15Ω - 35Ω) y sus respectivas variaciones (0.1Ω – 0.2Ω) de la impedancia cardiográfica sin alterar de forma significativa los valores reales, por la cual podemos sugerir que el ADS1292R es una nueva alternativa para diseñar dispositivos de Impedancia Cardiográfica.

3.4. Diseño del Front-End Analógico

Para diseñar el esquema del circuito electrónico (figura 32) y el PCB (Print Circuit Board - figura 33) hemos hecho uso del software **Altium Designer V.10**, cuya finalidad se basa en el desarrollo y suministro de diseño electrónico automatizado EDA y herramientas de diseño.

Teniendo en cuenta las características del ADS1292R descritos en el apartado 3.2, se ha tenido presente algunos criterios y características de diseño electrónico descritos a continuación:

1. El Front-End Analógico usara el Método Tetrapolar para la adquisición de las señales ICG.
2. Los electrodos de recepción (detección, adquisición, voltaje) del ICG también se usaran para adquirir las señales ECG, reduciendo así el uso de 7 electrodos (comúnmente usados por los dispositivos actuales para adquirir estas dos señales) a tan solo 4 electrodos.
3. Se ha configurado el dispositivo para una fuente de entrada unipolar de +3 V como se muestra en la figura 28.

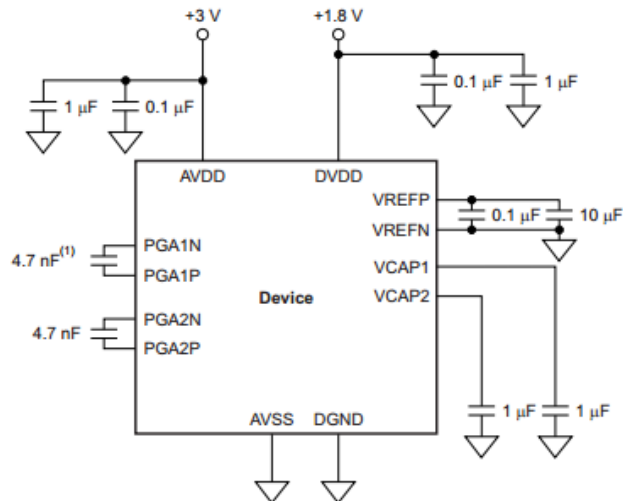


Figura 28. Circuito para una fuente de entrada unipolar.

- Las salidas de los amplificadores de ganancia programable PGA deben ser filtradas antes de ir al convertidor ADC, por lo cual se usó un capacitor de 4.7nF para el canal de ECG y 47nF para el canal de impedancia, que en conjunto con la resistencia interna de 2K Ω del ADS1292R se diseña un filtro RC que actúa como un filtro anti-aliasing de -3dB y ancho de banda de 8.4 KHz. (Figura 29)

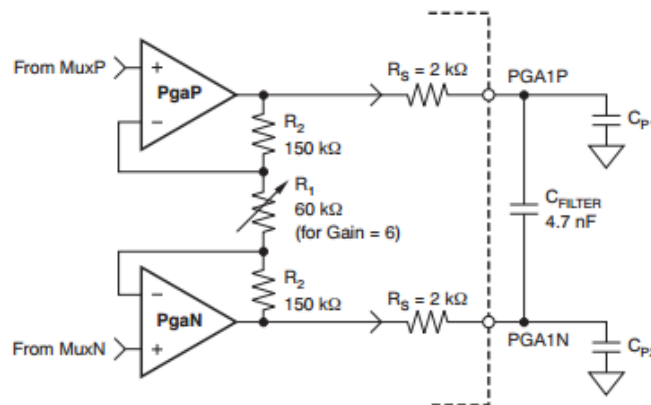


Figura 29. Circuito de salida de los Amplificadores PGA.

- Ya que el AFE será alimentado por la placa de evaluación MSP-EXP430F5438 Experimenter Board y se comunicara con el microcontrolador del mismo, se tomó en cuenta las conexiones de la interface SPI y ubicación de las cabeceras CC-EM de esta placa de evaluación (Anexo A. Partes del EVM MSP430F5438A).
- Se hará uso de cables ECG para facilitar la adquisición de las señales, por la que los pines de cada canal y del modulador del ADS1292R se conectaron a un puerto DB9 hembra previo un circuito electrónico (Figura 31) que actúa como un filtro de las corrientes DC y que aseguran que las señales de entradas sean las deseadas.

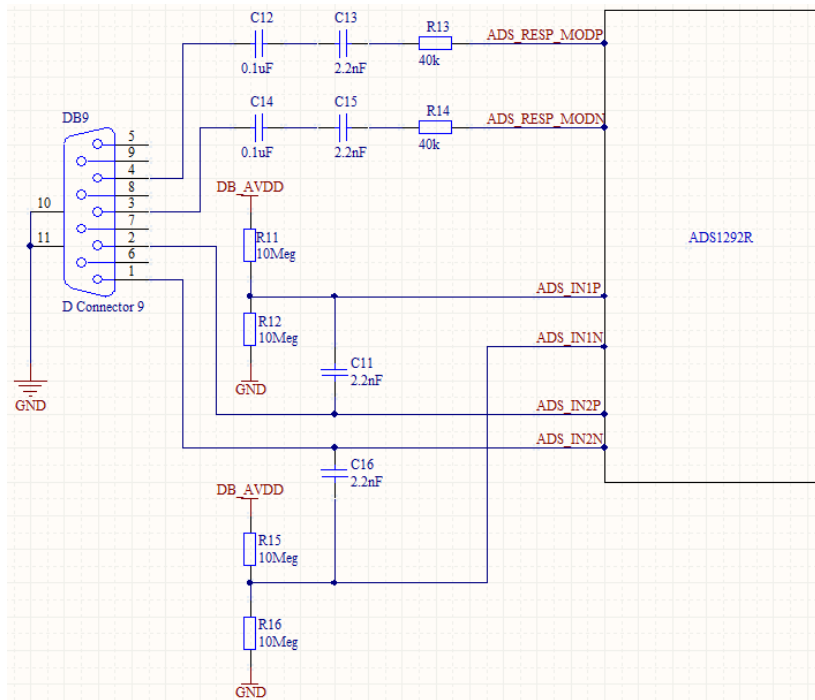


Figura 30. Circuito Electrónico a la entrada de la etapa de acondicionamiento.

En la figura 31:

- ✓ Las resistencias R13 y R14 limitan la cantidad de corriente AC que fluye en el cuerpo.
- ✓ Los condensadores C13 y C15 bloquean las corrientes DC que puedan fluir dentro del cuerpo desde el lado de la transmisión.
- ✓ Los condensadores C11 y C16 bloquean las corrientes DC que puedan fluir dentro del cuerpo desde el lado del receptor.
- ✓ Los condensadores C12 y C14 sirven como un medio secundario para prevenir algún fallo (por ejemplo, un cortocircuito del condensador C15) que podría causar corrientes excesivas de corriente continua a través del paciente.
- ✓ El divisor de tensión diseñado con las resistencias R11, R12, R15 y R16 se utilizan para proporcionar una tensión DC a la señal de entrada (ADS_IN1P y ADS_IN1N) del canal 1. Esta componente DC de aproximadamente la mitad de la fuente de alimentación se aplica para garantizar que las entradas al Canal 1 se encuentren dentro del rango de entradas en modo común permitido:

$$AVDD - 0.2 + \frac{Gain.V_{MAX_DIFF}}{2} > CM > AVSS + 0.2 + \frac{Gain.V_{MAX_DIFF}}{2} \quad (10)$$

Donde:

V_{MAX_DIFF} : Señal diferencial máxima a la entrada del PGA.

CM : Rango en modo común.

Sabiendo que el rango dinámico diferencial es:

$$Max(INP - INN) = V_{MAX_DIFF} < \frac{V_{REF}}{Gain} \quad (11)$$

Y que para nuestro caso los valores son:

$$AVDD = 3V$$

$$AVSS = 0V$$

$$V_{REF} = 2.4V$$

$$Gain = 6$$

Reemplazando en las ecuaciones 10 y 11 tendríamos que:

$$1.4 < CM < 1.6$$

En la tabla 7 se muestran los valores de resistencia que pueden ser medidos con el ADS1292R, así como el respectivo error absoluto que involucra el circuito a la entrada de la etapa de acondicionamiento (figura 31), a una amplitud y frecuencia de corriente de 30 μ A y 32KHz respectivamente, simulados con el software **LTSpice**; mientras que en la figura 32 se puede observar el comportamiento pasa alto de este circuito.

RESISTENCIAS (Ohms)	ERROR ABSOLUTO (Ohms)
[1;10)	0
[10;20)	0
[20;30)	0,0001
[30;40)	0,0002
[40;50)	0,0003
[50;100)	0,001
[100;1000)	0,1
[1000;10000)	10

Tabla 7. Resistencias de entrada y error absoluto simulado en LTSpice.

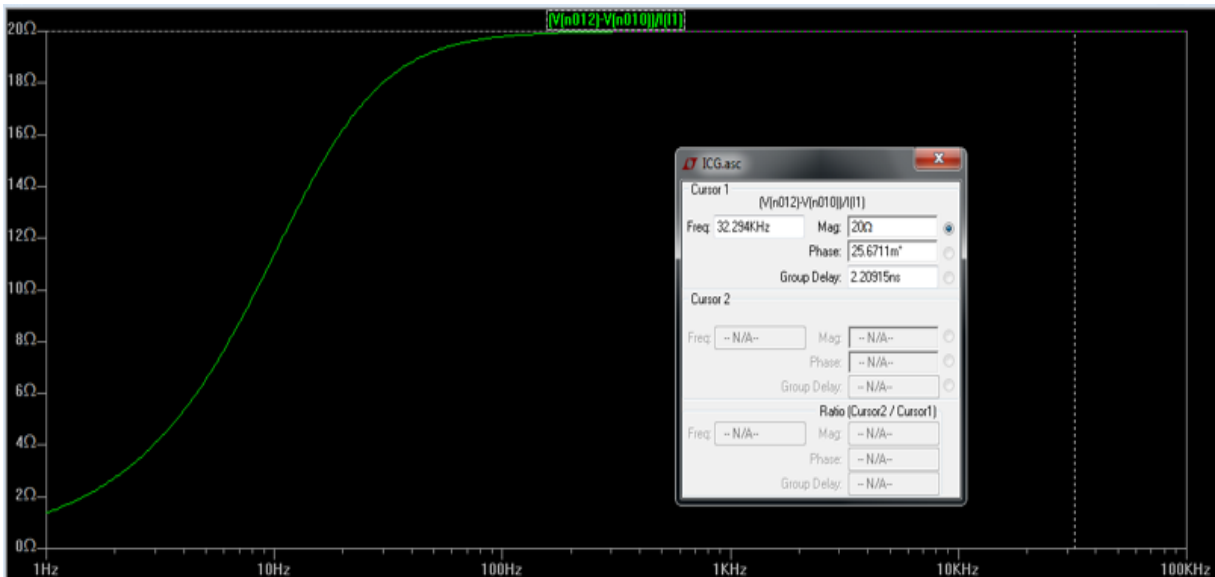


Figura 31. Comportamiento pasa alto a la entrada de la etapa de acondicionamiento simulado en LTSpice.

Teniendo en cuenta lo descrito anteriormente, procedimos a diseñar el esquema del circuito electrónico y la PCB (Print Circuit Board) con la ayuda del software **Altium Designer**, estas se muestran en las figuras 32 y 33 respectivamente. En la figura 34 y 35 el resultado esperado del PCB con los dispositivos electrónicos montados (para más información ver Anexo B, Lista de Dispositivos usado para el AFE – ICG).

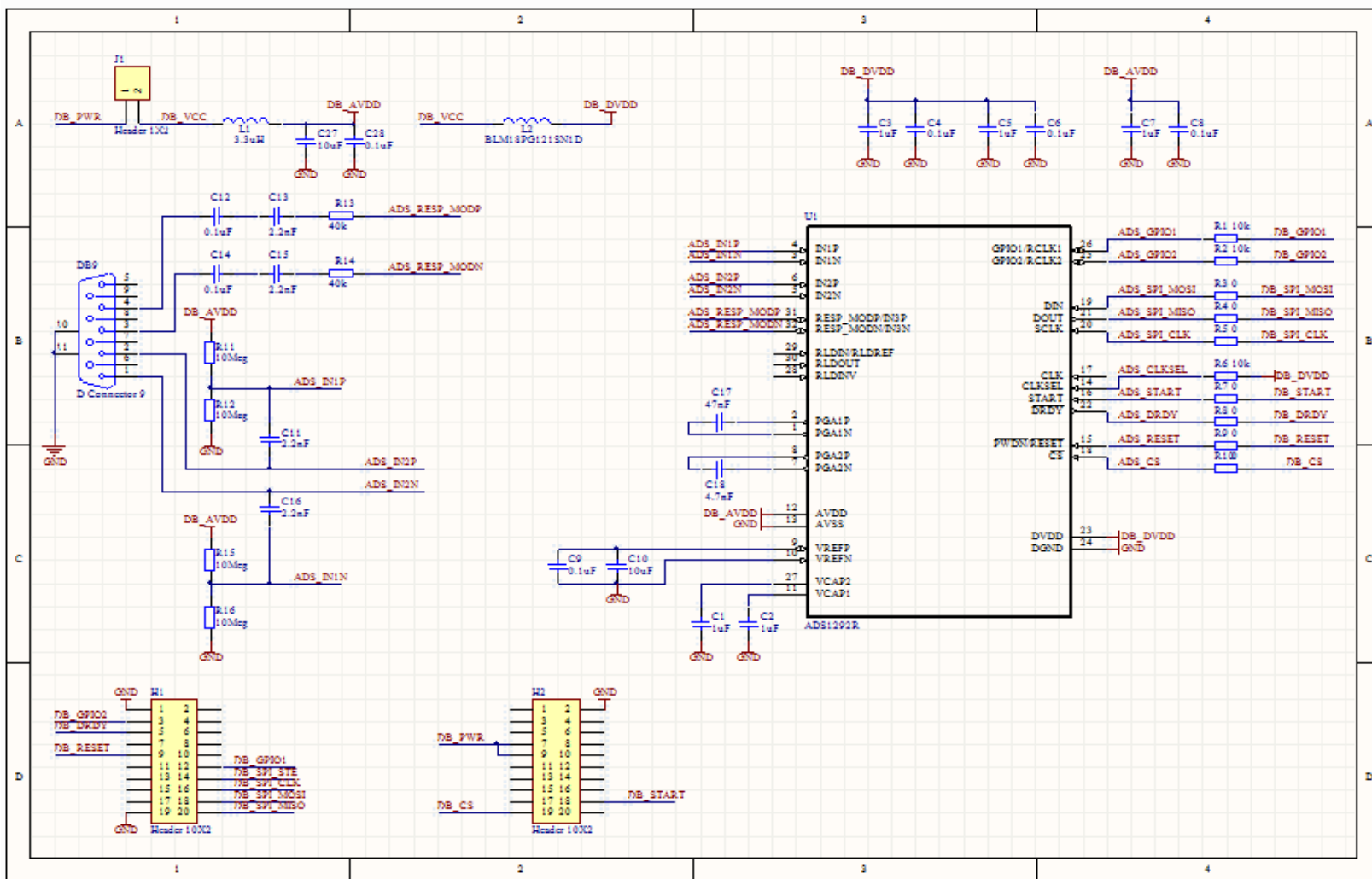


Figura 32. Esquema del circuito electrónico

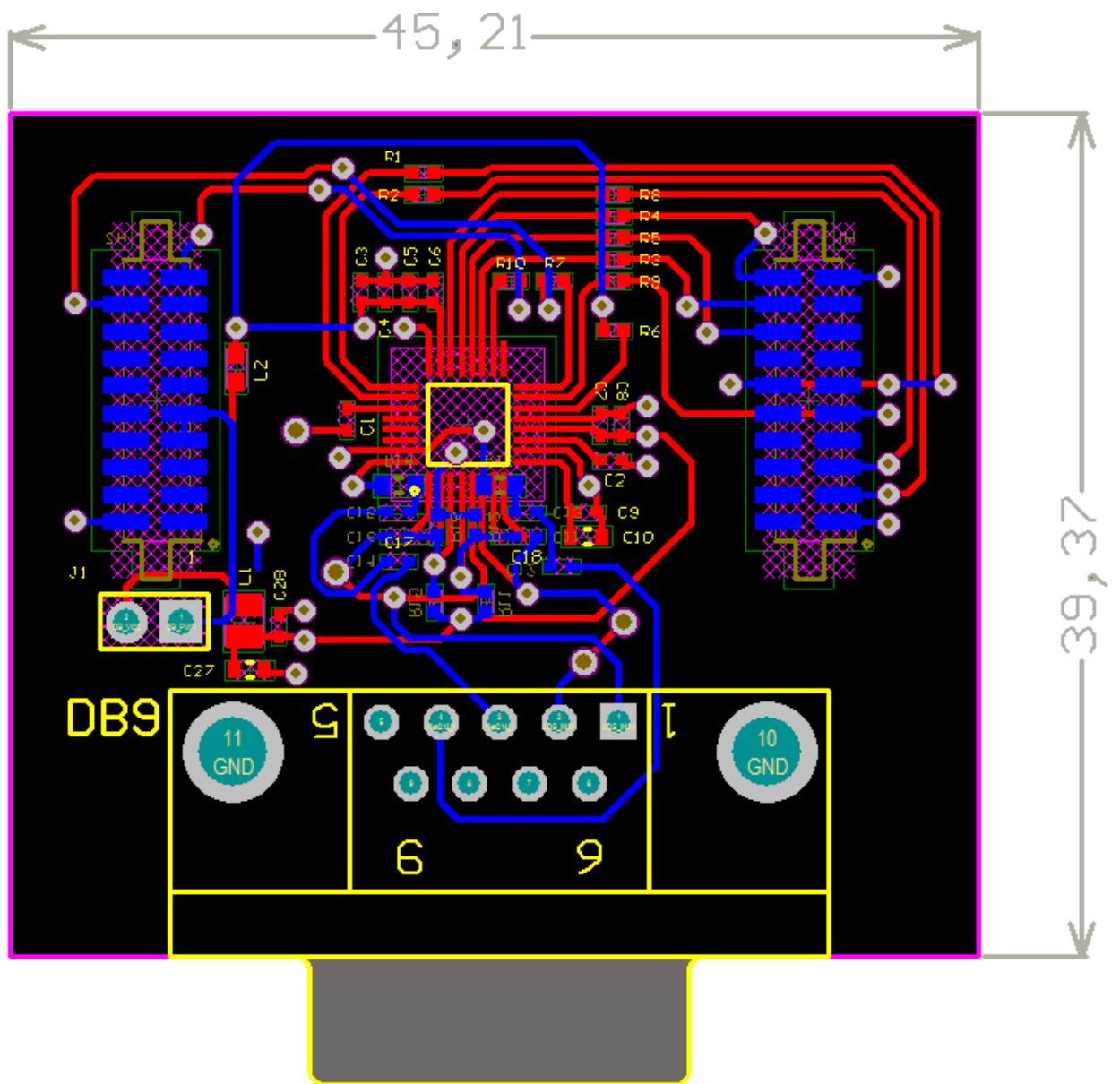


Figura 33.Diagrama del PCB (Rojo: Pista capa superior, Azul: Pista capa inferior), Dimensiones PCB: 45,21mm x 39.37mm

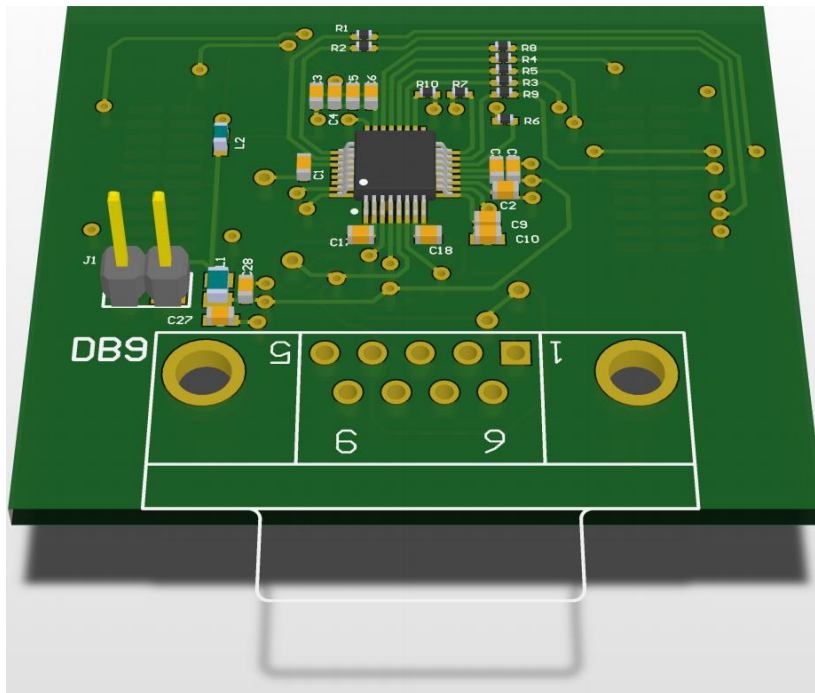


Figura 34. Capa Superior del AFE

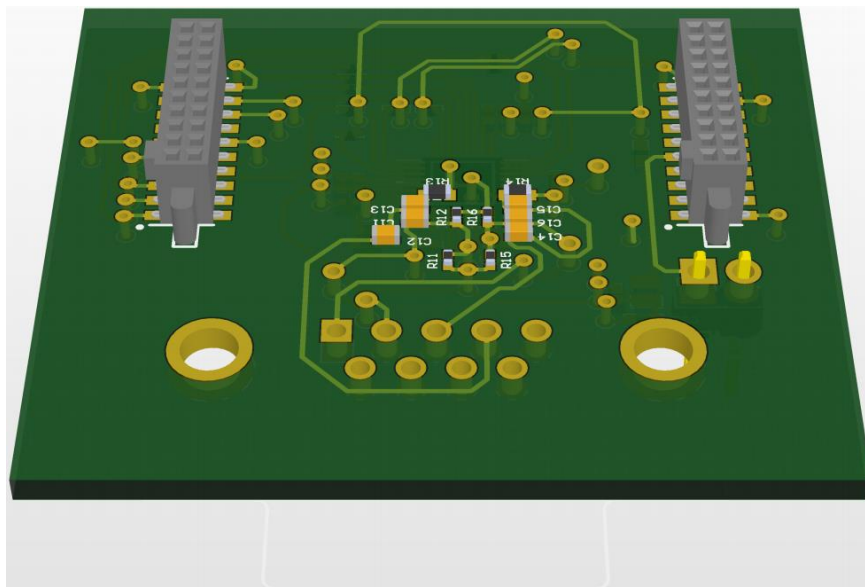


Figura 35. Capa Inferior del AFE

3.5. Núcleo de Inteligencia

Como núcleo de inteligencia se ha usado el microcontrolador MSP430F5438A de Texas Instruments. El MSP430F5438A es un microcontrolador con un conjunto reducido de instrucciones (RISC) de 16 bits diseñado especialmente para aplicaciones que requieran un muy bajo consumo de energía (desde pocos μA hasta algunos mA), tales como dispositivos portátiles. Además mezcla señales analógicas y digitales en un solo circuito, lo que simplifica el diseño del hardware y reduce el costo debido a que no es necesario instalar convertidores A/D por separado. Por el hecho de trabajar con palabras de 16 bits es especialmente indicado para ser programado en lenguajes de alto nivel, por ejemplo C o C++ para sistemas embebidos, generando un código compacto y de rápida ejecución.

Su arquitectura corresponde a un modelo Von-Neumann, posee un sistema de reloj particularmente flexible que posee 3 osciladores independientes, pensados para ahorrar energía, registros de 16 bits y un generador constante que contribuye a maximizar la eficiencia del código. Además incorpora una serie de periféricos mapeados a memoria, tales como: 3 temporizadores, un convertor analógico digital ADC de alto rendimiento de 12bits, 4 interfaces de comunicación serial (USCI), un módulo de multiplicación por hardware, un controlador de acceso a memoria directo (DMA), comparador de niveles analógicos, un módulo controlador de memoria Flash que permite que el dispositivo se re programe a sí mismo o guarde información en un espacio de memoria no volátil y 87 pines de I/O.

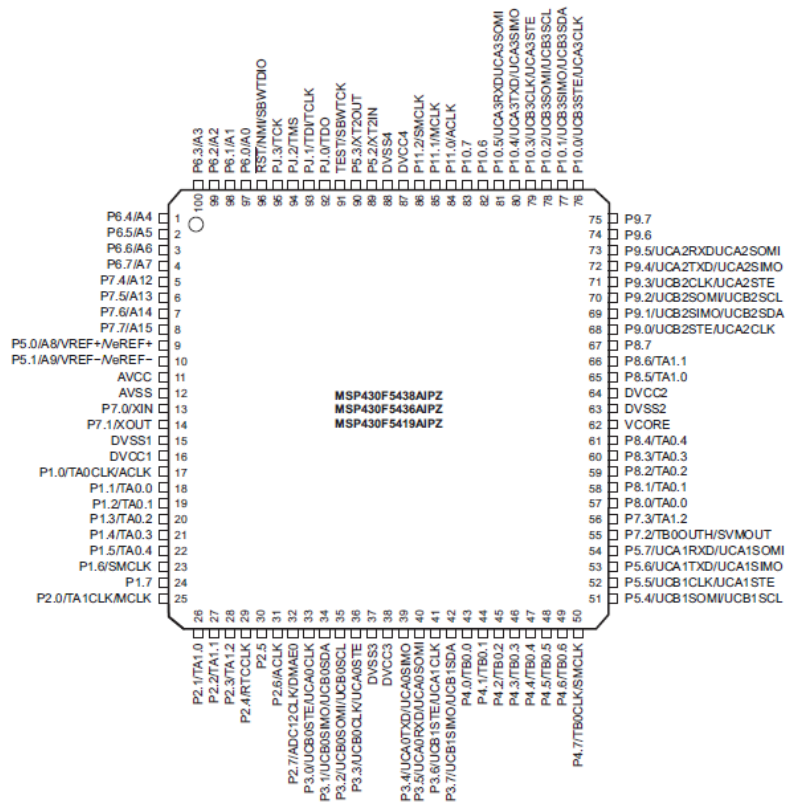


Figura 36. MSP430F5438A con empaquetamiento PZ

Nuestro AFE estará conectado al microcontrolador MSP430F5438A mediante el puerto SPI, que tiene como base el módulo de evaluación MSP-EXP430F5438 Experimenter Board (Figura 37), el cual a su vez se conectará mediante el puerto UART-USB al ordenador para la respectiva visualización de las señales, almacenamiento y procesamiento de datos.

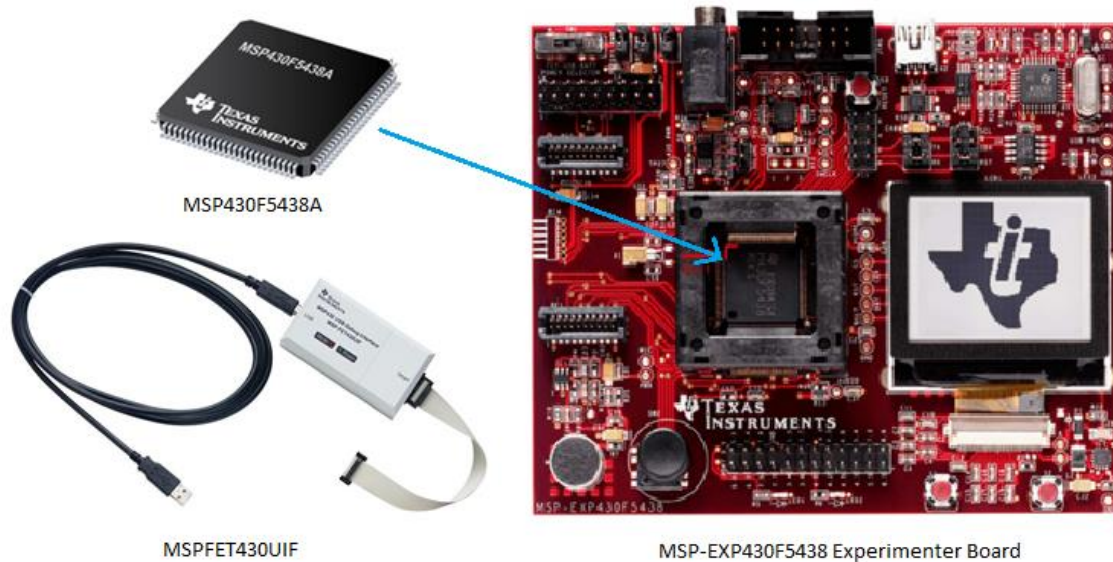


Figura 37. MSP430F5438A, MSP-FET430UIF Y Placa de Evaluación MSP-EXP430F5438

Se diseñó un programa en **Lenguaje C** en el software **IAR Embedded Workbench** con la finalidad de poder acceder y escribir en los registros del ADS1292R, configurarlos de acuerdo a nuestros requerimientos ($I=30\mu A$, $F=32\text{KHz}$, Ganancia = 6, Fase = 101.25°), leer los datos de las señales ECG y de Impedancia ($F_m = 500\text{SPS}$), así como procesar una parte de los datos para su adecuada visualización en Labview y enviarlos mediante el puerto UART-USB al ordenador.

El programa se descarga y depura mediante el MSP-FET430UIF (figura 37) a través de la interface JTAG.

3.6. Procesamiento de Señales

Para el procesamiento de las señales se ha hecho uso de los softwares LabVIEW 2013 y MATLAB R2012b.

Se ha usado **LabVIEW** con la finalidad de visualizar las señales en tiempo real, verificar que los datos enviados son los correctos y verificar que haya un buen contacto entre los electrodos y la piel. En las figuras 38 y 39 podemos visualizar el diagrama de bloques y panel frontal respectivamente, diseñados en LabVIEW.

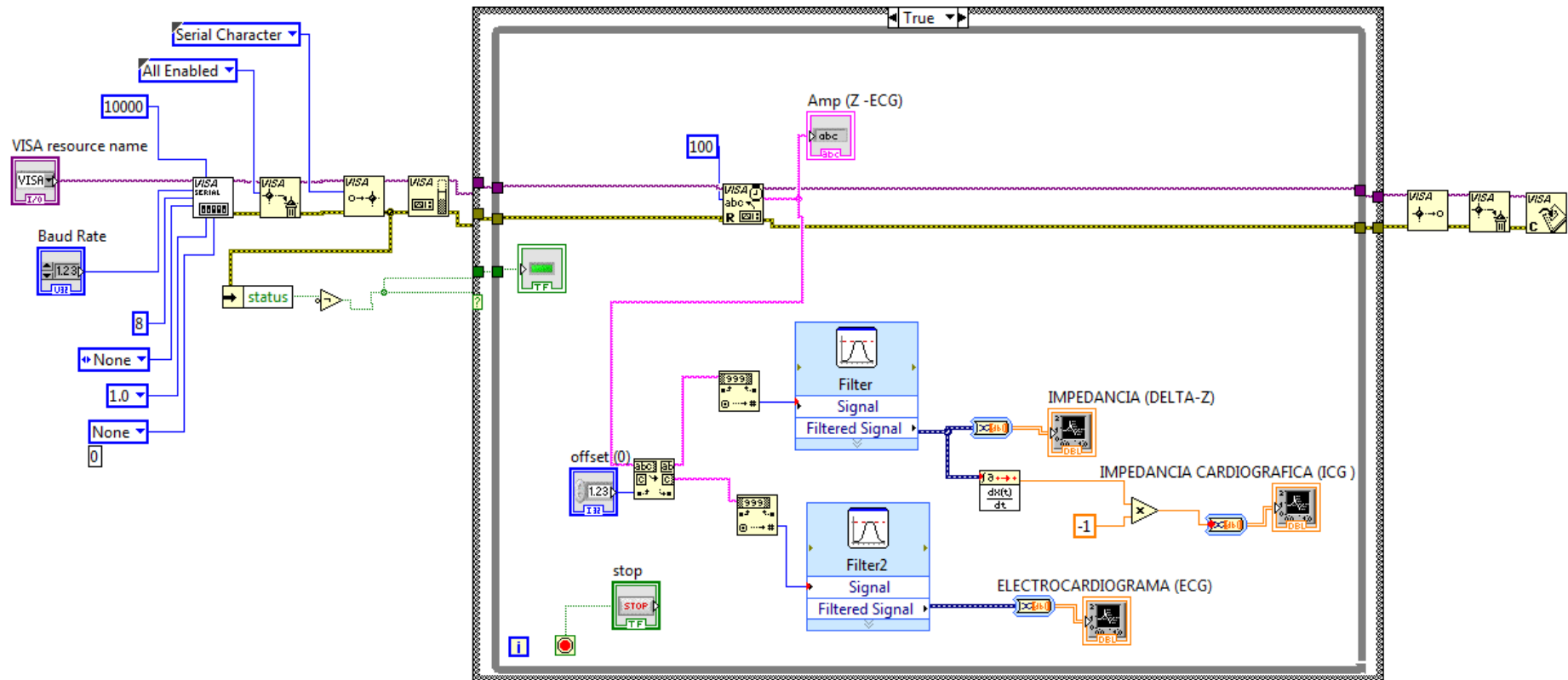


Figura 38. Diagrama de bloques - LabVIEW

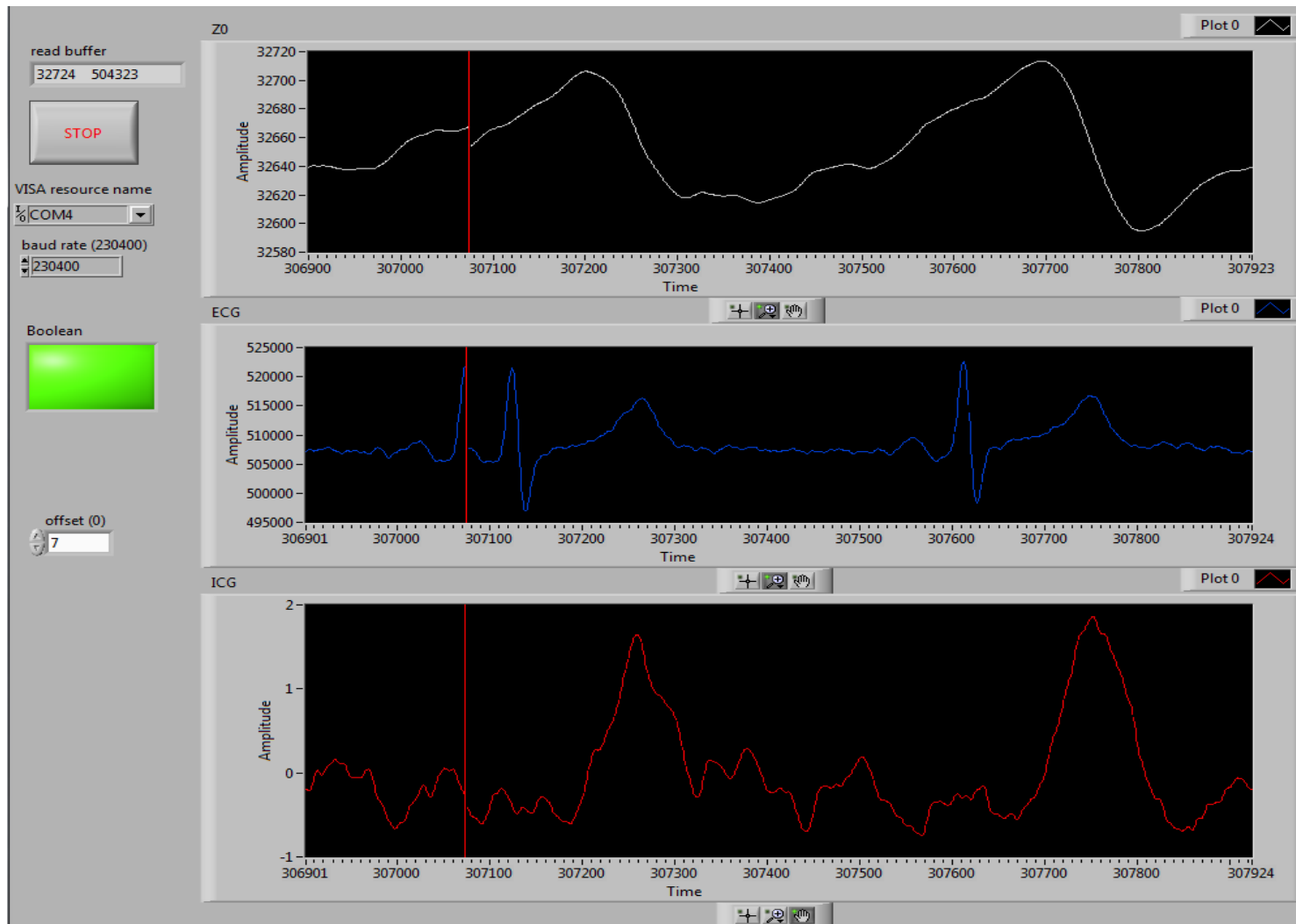


Figura 39. Panel Frontal - LabVIEW

Por otra parte, en **MATLAB** se elaboró un programa para filtrar y detectar las ondas y picos de las señales ECG, ICG y neumográficas, hallar el Ritmo Cardíaco (HR), el Volumen Sistólico (SV), el Gasto Cardíaco (CO), el Ritmo Respiratorio (BR) y reconocer un artefacto (A).

Previamente se recuperaron los valores de amplitud de la señal analógica original mediante las ecuaciones:

$$\text{Amplitud ECG} = \frac{Q \cdot \Delta}{G} \quad (12)$$

$$\text{Amplitud Impedancia} = \frac{Q \cdot \Delta}{G \cdot I} \quad (13)$$

Donde:

- Q:** Señal cuantificada.
- Δ :** Resolución = 2.8849×10^{-07} V.
- G:** Ganancia = 6.
- I:** Corriente de modulación = 30uA.

Las señales se filtraron con filtros digitales butterworth pasa bajos (LPF) y pasa altos (HPF) a las frecuencias de corte y orden para:

✓ **Electrocardiograma:**

HPF = 0.5Hz de orden 2 y **LPF** = 30Hz de orden 7

✓ **Impedancia (ΔZ):**

HPF = 0.8Hz de orden 5 y **LPF** = 2.7Hz de orden 7

✓ **Impedancia Cardiográfica:**

HPF = 0.5Hz de orden 3 y **LPF** = 3Hz de orden 3

✓ **Respiración:**

HPF = 0.1Hz de orden 3 y **LPF** = 0.5Hz orden 2

Posteriormente se detectaron los picos R-ECG, Z-ICG, X-ICG y picos de la señal respiratoria mediante el siguiente método:

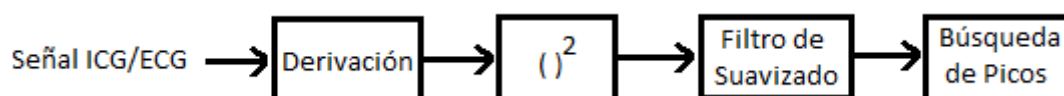


Figura 40. Método para la detección de picos.

- ✓ Mediante la derivación enfatizamos los picos.
- ✓ Para que la detección se produzca para picos positivos y negativos se incluye la operación del cuadrado, que además potencia los picos más altos frente a las zonas de menos señal (ruido).
- ✓ Al ser la derivada un operador ruidoso lo acompañamos de un filtrado de suavizado.
- ✓ Para detectar los picos se utiliza un umbral que depende del valor máximo que toma la señal. Para que haya detección, la muestra analizada debe superar el umbral y ser mayor que las M muestras inmediatas anteriores y M muestras inmediatas posteriores a ella.

Una vez detectado los picos de las señales, se ubicó el punto B-ICG mediante una ecuación que relaciona el intervalo R-ECG a B-ICG y el intervalo R-ECG a Z-ICG como sigue:

$$RB=1.233RZ - 0.0032RZ^2 - 31.59 \quad (14)$$

Para hallar el volumen sistólico se utilizó la ecuación 7 hallada en el apartado 2.6 (ecuación de Kubicek, pag.11).

$$SV = \rho' \frac{L}{(Z_0)^2} \cdot \frac{dZ}{dt} \cdot ET$$

Para determinar el Gasto Cardíaco (CO) se utilizó la ecuación:

$$CO = SV \cdot HR \quad (15)$$

El ritmo cardíaco (HR) para cada intervalo R-R mediante la ecuación:

$$HR = \frac{60s}{RR} \quad (16)$$

El periodo de eyección ET se halló restando los valores de las ondas B y X de la señal ICG:

$$ET = X - B \quad (17)$$

Para la detección de los artefactos se implementó un contador teniendo en cuenta los valores de volumen sistólico mayores a 110mL y menores a 30mL, que a su vez fueron filtrados y almacenados en una base de datos diferente a la base de datos de las señales libre de artefactos.

4. MÉTODOS, RESULTADOS Y DISCUSIONES

4.1. Métodos

Se han realizado 4 pruebas diferentes en 4 sujetos varones aparentemente sanos con edad media y desviación estándar de 28.5 ± 2.89 , peso en kilogramos de 73.85 ± 10.30 y altura en metros de 1.76 ± 0.073 respectivamente.

Las pruebas para la adquisición de las señales ICG/ECG fueron: En posición decúbito supino con ventilación, de pie con ventilación, en posición decúbito supino sin ventilación, y esta última adicionalmente con un AFE de dos electrodos que fue desarrollado con anterioridad.

Cada prueba fue de 1 minuto excepto en las que se mantiene la respiración, que fue de alrededor de 30 segundos, según el sujeto podía mantenerse sin ventilación pulmonar.

Por otra parte, para poder verificar y contrastar si el volumen sistólico varía de acuerdo a la posición corporal se realizó un análisis estadístico con el software **R V.3.1.0**. Para esto, iniciamos con un análisis para evaluar la distribución normal y homogeneidad de varianzas de nuestras muestras por el método de Kolmogorov-Smirnov y Levene respectivamente, posteriormente se realizó un análisis de varianza ANOVA de dos factores (Posición, Sujeto) y finalmente se hizo una prueba LSD (Least significant difference).

4.2. Resultados y Discusiones

En la figura 41 se muestra una de las señales ICG obtenidas y la detección automática de los puntos B, X y Zmax necesarios para poder hallar el Volumen Sistólico latido a latido.

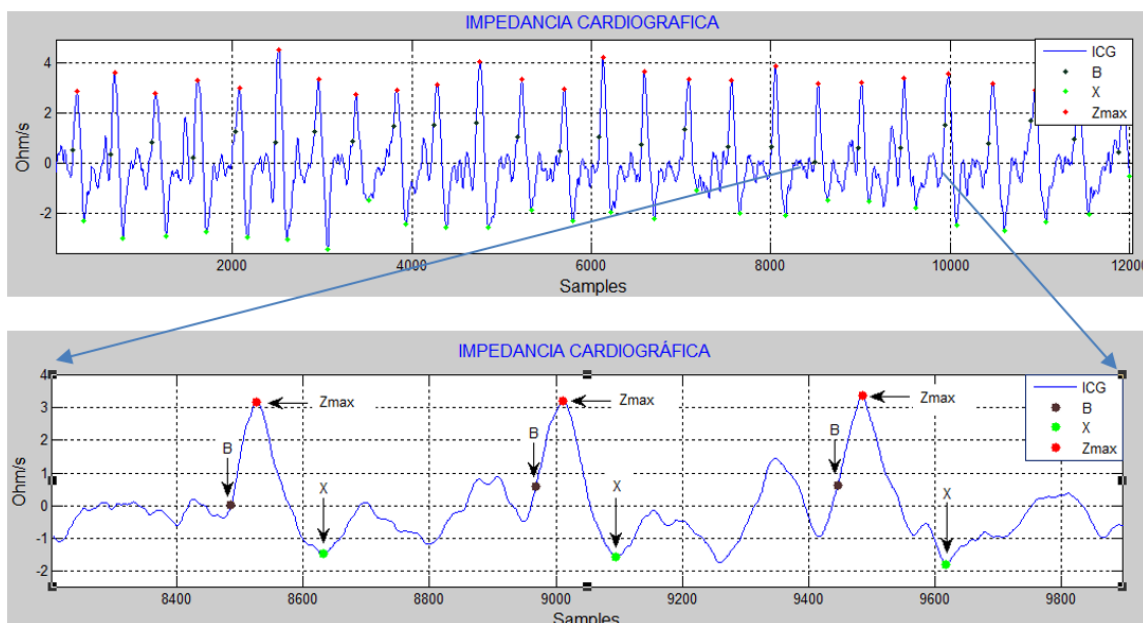


Figura 41. Señal ICG y puntos característicos B, X, Zmax.

En la siguiente tabla se muestra una parte de los datos obtenidos del sujeto 2 cuando este se encontraba de pie.

Nº	HR latidos/min	SV ml	CO litros/min	RR ms	ET ms	Zmax (ohm/s)	N/A
42	73,35	109,53	8,03	818	278	2,73	0
43	75,57	53,04	4,01	794	260	1,42	1
44	71,26	72,02	5,13	842	260	1,92	1
45	69,44	108,12	7,51	864	302	2,48	0
46	70,92	64,66	4,59	846	244	1,84	1
47	69,12	63,31	4,38	868	238	1,84	1
48	70,26	87,86	6,17	854	272	2,24	1
49	73,71	28,00	2,06	814	280	0,69	0
50	72,99	86,20	6,29	822	262	2,28	1
51	73,35	62,72	4,60	818	280	1,55	1
52	70,42	39,75	2,80	852	250	1,10	1
53	81,52	58,79	4,79	736	238	1,71	1
54	77,12	72,24	5,57	778	258	1,94	1
55	77,12	54,52	4,20	778	308	1,23	1
56	77,32	76,85	5,94	776	290	1,84	1
57	75,00	54,99	4,12	800	234	1,63	1
58	72,29	85,07	6,15	830	278	2,12	1
59	73,71	5,84	0,43	814	254	0,16	0
60	72,64	72,73	5,28	826	228	2,21	1
61	72,12	64,22	4,63	832	288	1,54	1
62	71,77	56,09	4,03	836	246	1,58	1
63	68,03	23,72	1,61	882	196	0,84	0
64	79,37	65,28	5,18	756	256	1,77	1
65	73,53	80,30	5,90	816	292	1,91	1
66	74,63	31,54	2,35	804	292	0,75	1
67	74,26	78,66	5,84	808	276	1,98	1
68	75,38	38,25	2,88	796	250	1,06	1
69	75,19	80,13	6,02	798	256	2,17	1
70	77,12	69,00	5,32	778	250	1,91	1
MEAN	72,79	65,02	4,72	827	258	1,76	N=70
SD	4,09	18,28	1,3	45,97	24,41	0,47	A=11

Tabla 8. Datos cardiacos del sujeto 2

Donde:

HR: Ritmo Cardíaco

SV: Volumen Sistólico

CO: Gasto Cardíaco

RR: Intervalo R-R

ET: Tiempo de Eyección del Ventrículo Izquierdo

Además el programa reconoce un artefacto (N/A) denotado con cero "0", siendo para este caso igual a A=8 de una muestra de N=70. La media y desviación estándar también son mostrados (MEAN y SD respectivamente).

La cantidad de artefactos A detectados por cada N muestras del volumen sistólico latido ha latido se muestran en la tabla 9, así como el porcentaje de artefactos a lo largo de la adquisición de las señales.

	POSICIÓN	N	A	%
Sujeto 1	Supino	51	20	39,22
	De pie	71	21	29,58
Sujeto 2	Supino	50	4	8,00
	De pie	70	11	15,71
Sujeto 3	Supino	61	11	18,03
	De pie	87	14	16,09
Sujeto 4	Supino	52	3	5,77
	De pie	72	9	12,50
Total		514	93	18,09

Tabla 9. Número de Artefactos detectados

Los valores promedios y desviaciones estándar expresadas como ($\mu \pm sd$) del ritmo cardiaco HR, volumen sistólico SV, gasto cardiaco CO, impedancia base Z_0 y ritmo respiratorio BR de cada sujeto se muestran en la tabla 10.

	POSICIÓN	HR latidos/min	SV mL	CO L/min	BR Resp/min	Z0 Ohms
Sujeto 1	Supino	51,95 \pm 2,48	75,92 \pm 16,49	4,00 \pm 0,88	13	25,10
	De pie	72,85 \pm 4,52	66,97 \pm 20,30	4,86 \pm 1,45	15	
Sujeto 2	Supino	51,75 \pm 2,81	72,80 \pm 17,98	3,77 \pm 0,96	16	26,80
	De pie	72,79 \pm 4,09	65,02 \pm 18,28	4,72 \pm 1,30	22	
Sujeto 3	Supino	63,02 \pm 5,75	77,47 \pm 19,41	4,87 \pm 1,26	10	26,50
	De pie	92,91 \pm 23,75	56,36 \pm 16,65	5,13 \pm 1,71	12	
Sujeto 4	Supino	53,23 \pm 3,24	71,42 \pm 16,63	3,81 \pm 0,94	10	24,90
	De pie	74,3 \pm 5,82	59,39 \pm 14,84	4,40 \pm 1,07	16	

Tabla 10. Parámetros Cardiacos y Respiratorios de cada sujeto.

Las señales cardiacas y señal respiratoria obtenidas del sujeto1 se muestran en la figura 42. Observe que la variación de impedancia ΔZ es menor a 0.2Ω , lo cual confirma la literatura estudiada.

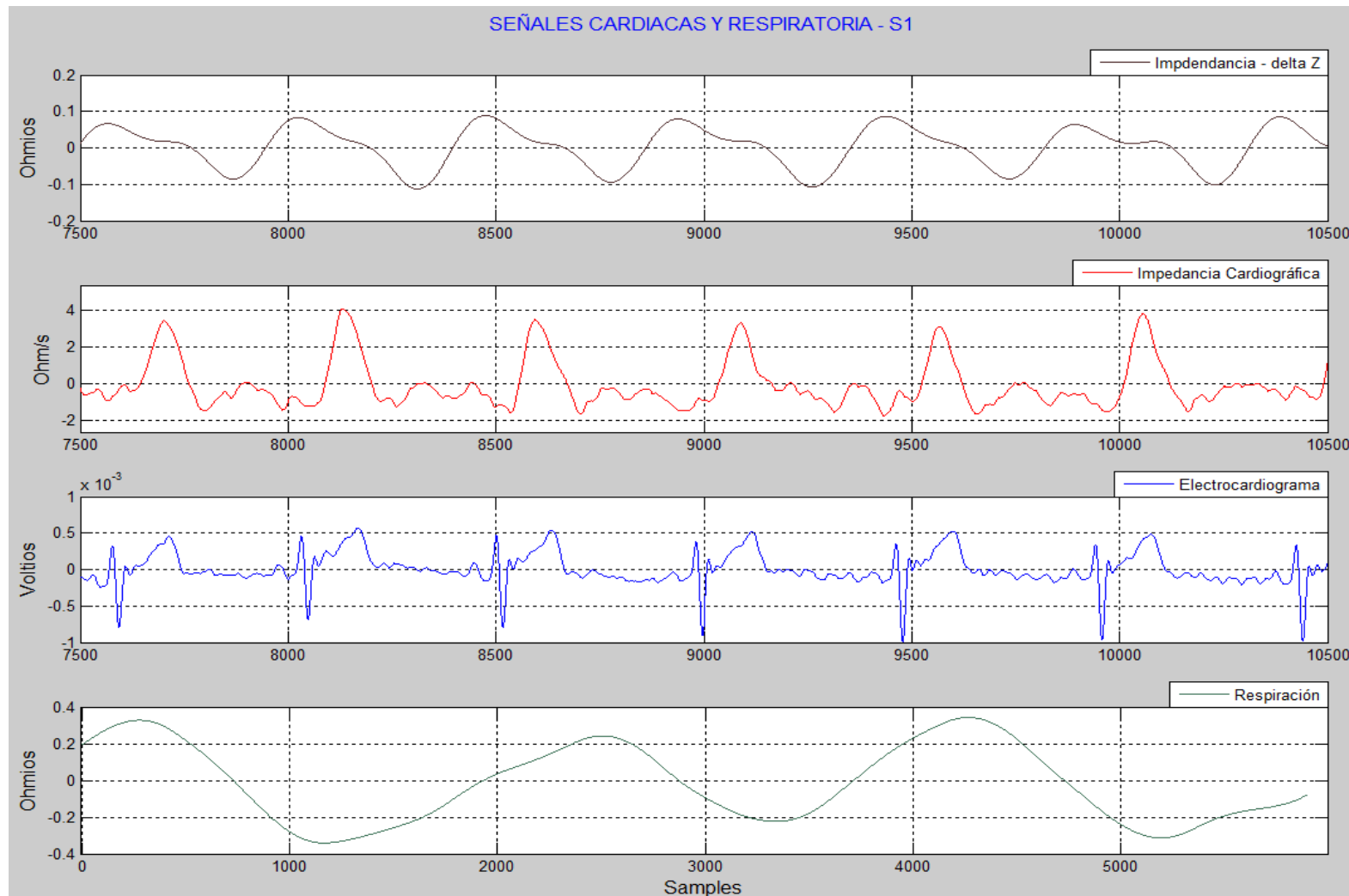


Figura 42. Señales Cardiacas y Respiratoria del sujeto1 (S1)

4.2.1. Pruebas en posición decúbito supino sin ventilación con dos electrodos (2E) y cuatro electrodos (4E).

La idea de estas dos pruebas fue comparar las señales ICG adquiridas con los métodos Bipolar (2E) y Tetrapolar (4E).

En la figura 43 se muestran las señales obtenidas de uno de los sujetos (S4), *los resultados saltan a la vista*, se puede observar que la definición de los picos (Z_{max}) no están bien determinados con el Método Bipolar (2E), por lo que no se puede distinguir las señales adecuadamente, mientras que con el Método Tetrapolar (4E) se pueden distinguir claramente estas ondas, lo que facilita la ubicación de las ondas restantes (A, B, X, Y) de la impedancia cardiográfica.

Estos resultados hicieron que descartemos el uso del método bipolar para la adquisición de las señales ICG y nos enfocamos más detenidamente en las dos pruebas restantes.

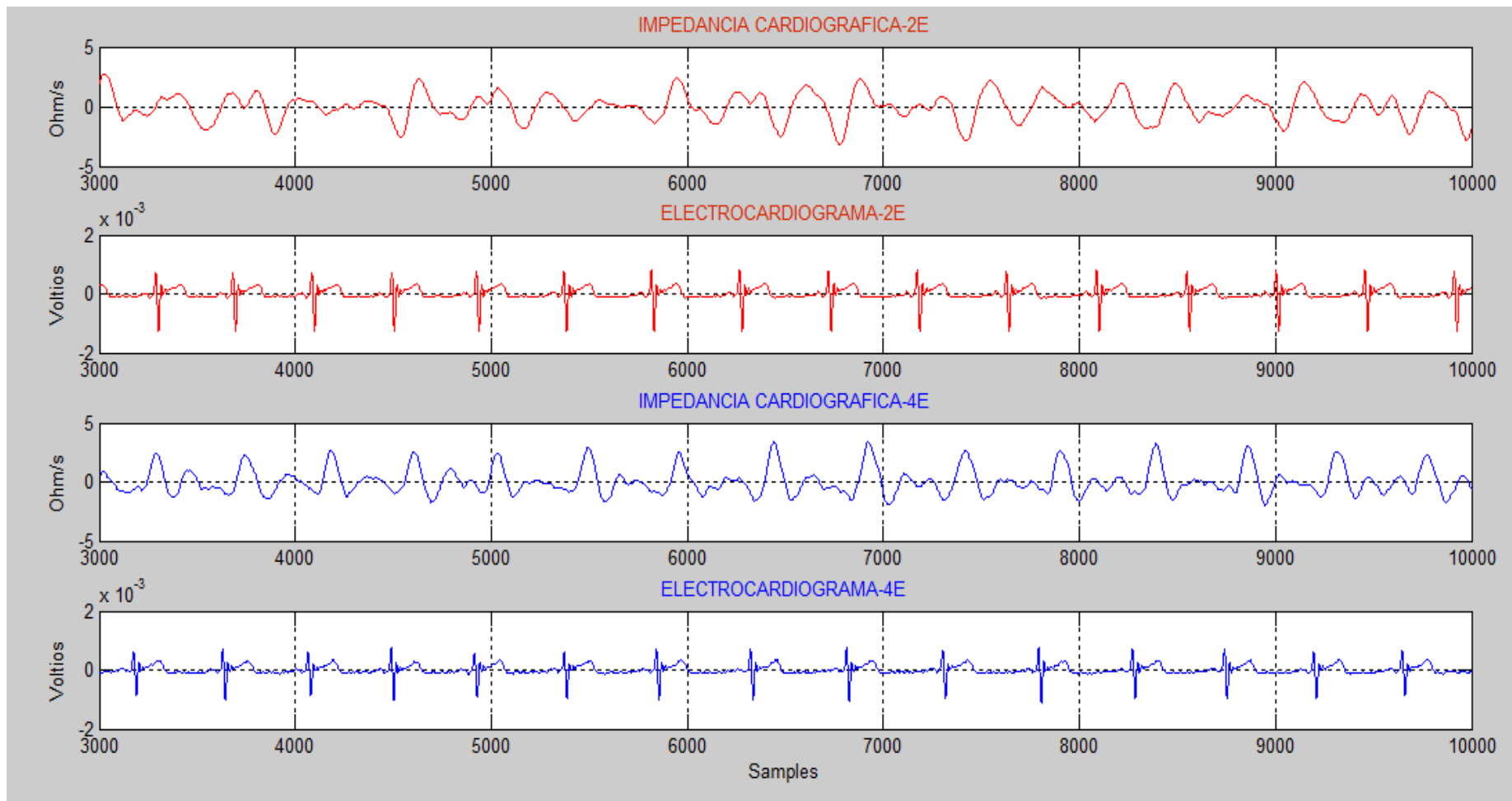


Figura 43. Comparación de Señales ICG adquiridas con el método bipolar y tetrapolar.

4.2.2. Pruebas en posición decúbito supino y de pie con ventilación pulmonar usando cuatro electrodos (4E).

Estas pruebas se hicieron con la finalidad de estimar los valores cardiohemodinámicos de los cuatro sujetos estudiados y comprobar el correcto funcionamiento de nuestro Front-End Analógico (AFE).

Para esta prueba se tuvo en cuenta que el Volumen Sistólico varía de acuerdo a la posición corporal ⁽³⁵⁻³⁹⁾. Siendo para esta prueba mayor el SV en posición decúbito supino (horizontal, posición pasiva) que en posición vertical (de pie, posición activa). Esto se debe a que al ponernos de pie aumenta la acumulación venosa de la sangre en las partes más dependientes del cuerpo, esta redistribución de la sangre causa una reducción en el volumen de la sangre intratorácica que vuelve al corazón y que a través del mecanismo de Frank-Starling causa una reducción en el volumen de carrera y por lo tanto en el Volumen Sistólico. Esta cifra se eleva de nuevo cuando volvemos a la posición supina, en respuesta al aumento del retorno venoso.

Análisis Estadístico

Nos hemos planteado la siguiente hipótesis:

- ✓ **Hipótesis Nula Ho: NO EXISTE** una diferencia significativa entre la media del volumen sistólico estando en posición decúbito supino y la media del volumen sistólico estando de pie obtenidos de cada sujeto usando nuestro Front-End Analógico.
- ✓ **Hipótesis Alterna H1: EXISTE** una diferencia significativa entre la media del volumen sistólico estando en posición decúbito supino y la media del volumen sistólico estando de pie obtenidos para cada sujeto usando nuestro Front-End Analógico.

En la tabla 11 se muestran los estadísticos descriptivos de las pruebas realizadas a los cuatro sujetos (S1, S2, S3, S4), y en las figuras 44 y 45 las gráficas de variables múltiple para el Volumen Sistólico (SV) por Sujeto y Posición.

Variable	N	Media	Desv.Est.	Mínimo	Mediana	Máximo
SV_supino_S1	31	75,92	16,49	42,47	77,76	96,46
SV_pie_S1	50	66,97	20,3	30,08	69,54	100,37
SV_supino_S2	46	72,8	17,98	33,43	75,64	108,46
SV_pie_S2	59	65,02	18,28	31,54	64,66	106,67
SV_supino_S3	50	77,47	19,41	43,60	79,34	108,85
SV_pie_S3	73	56,36	16,65	30,18	55,23	106,04
SV_supino_S4	49	71,42	16,63	43,42	69,89	103,43
SV_pie_S4	63	59,39	14,84	36,06	56,59	89,96

Tabla 11. Estadísticos Descriptivos.

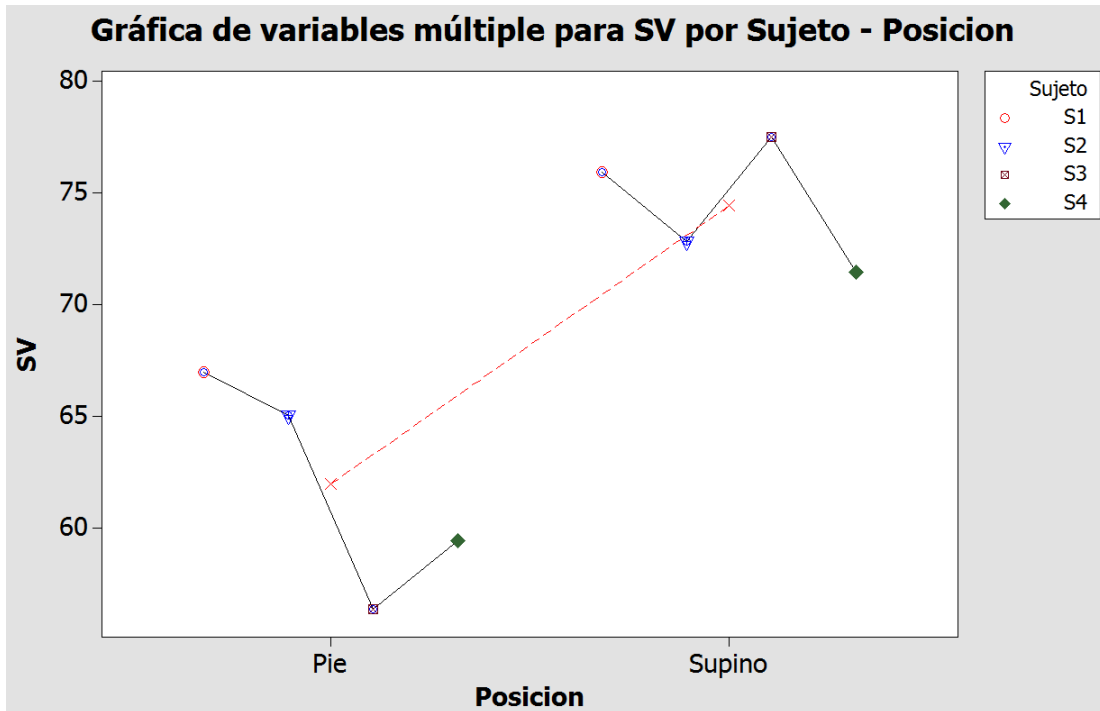


Figura 44. Gráficas de variables múltiples para el SV por Sujeto - Posición.

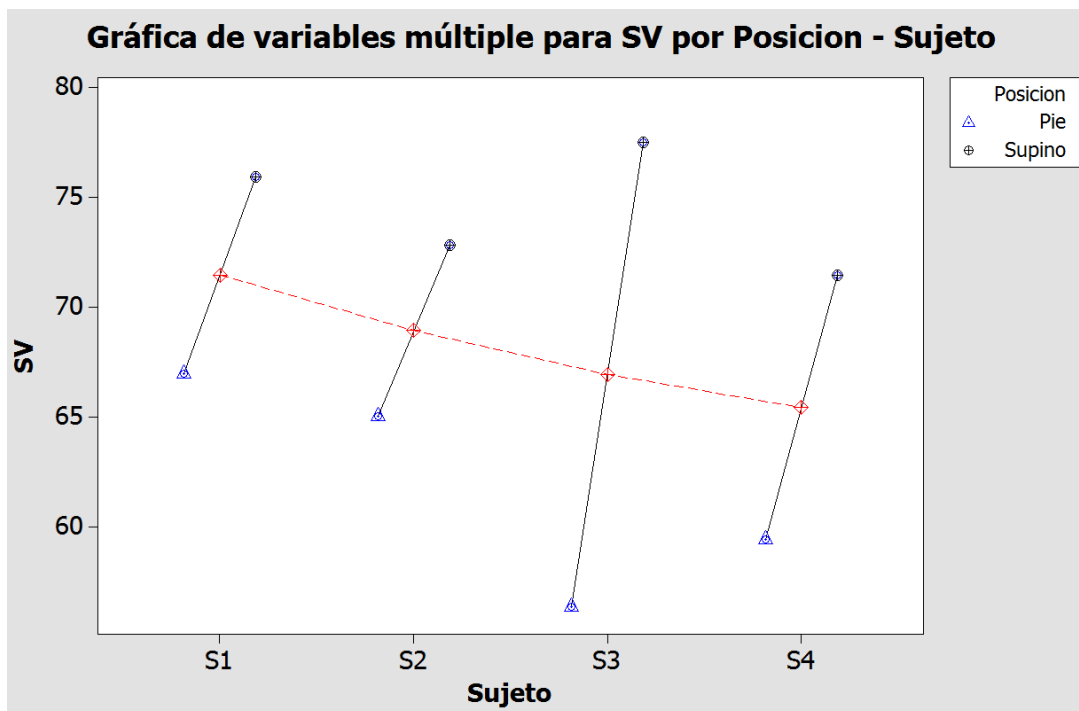


Figura 45. Gráficas de variables múltiples para el SV por Posición - Sujeto.

En la figura 44 se observa claramente que las medias del volumen sistólico (SV) de los sujetos S1, S2, S3 y S4 en la posición decúbito supino es mayor que cuando están de pie, por lo que podríamos decir que la afirmación de *que "El*

volumen sistólico varía según la posición, y que en posición decúbito supino (SV_supino) es mayor que cuando se está de pie (SV_pie)^(35 - 39)” es también correcto para nuestro caso numéricamente hablando, y que por lo tanto nuestro Front-End Analógico está captando correctamente las señales ICG.

La figura 45 complementa lo dicho, además de que nos proporciona una mejor visualización de que aparentemente el volumen sistólico medio entre las dos posiciones obtenidas del sujeto S1 es mayor que el resto de sujetos, y lo contrario pasa con el sujeto S4, siendo menor su volumen sistólico medio en comparación con los demás sujetos.

Si esta afirmación debido al Factor Sujeto fuese significativa en nuestro análisis estadístico, afectaría indudablemente a los resultados del volumen sistólico y tendríamos que tener en cuenta otros factores como el peso, la altura, edad, etc.

Para comprobar si los efectos de los factores Sujeto y Posición son significativos o No son significativos sobre el Volumen Sistólico, se realizó un análisis de varianza ANOVA de dos factores, y posteriormente una prueba de comparación de medias mediante la prueba LSD o Prueba de Fisher. Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 12. (Pruebas previas por el método **Kolgomorov-Smirnov y Levenne** afirmaron una distribución normal y homogeneidad de varianzas, respectivamente)

Factor	Media* (mL)	Desviación Estándar	IC de 95%	Mínimo	Máximo
Posición	SIGNIFICATIVO				
- De Pie	61.39 ^b	17.84	59.18 - 63.59	30.08	106.67
- Supino	74.29 ^a	17.81	71.70 - 76.90	33.43	108.85
Sujetos	NO SIGNIFICATIVO				
- 1	70.39 ^a	19.33	66.56 - 74.24	30.08	100.37
- 2	68.43 ^a	18.47	65.06 - 71.81	31.54	108.46
- 3	64.94 ^a	20.57	61.82 - 68.05	30.18	108.85
- 4	64.66 ^a	16.69	61.39 - 67.92	36.06	103.43

*Letras diferentes indican diferencia significativa en cada factor de estudio de acuerdo a la prueba de mínima diferencia significativa al 95% de confianza.

Tabla 12. Efecto de la posición y los sujetos sobre el Volumen Sistólico

NOTA: Para evaluar el efecto de los factores se utilizó el diseño en bloque completamente al azar con submuestreo, cuyo modelo aditivo lineal es:

$$y_{ijk} = \mu + \alpha_i + \beta_j + (\alpha\beta)_{ij} + \epsilon_{ijk} \quad (18)$$

Donde:

y_{ijk} : Medición obtenida de SV, bajo el i-ésimo sujeto, j-ésima posición y k-ésima submuestra.

μ : Media de la población.

α_i : Efecto del i-ésimo sujeto.

β_j : Efecto de la j-ésima posición.

$(\alpha\beta)_{ij}$: Error experimental.

ϵ_{ijk} : Error de submuestreo.

Para el factor Sujeto se obtuvo un **p-valor = 0.59 > 0.05**, no es significativo, lo cual es bueno para nuestro experimento, ya que quiere decir que escogimos a sujetos con características similares, de lo contrario tendríamos que haber evaluado otros factores como peso, altura, edad, antecedentes sanitarios, etc. Por lo tanto diremos que no existen diferencias significativas del volumen sistólico medio entre los sujetos S1, S2, S3 y S4.

Con respecto al factor posición, se obtuvo un **p-valor = 0.026 < 0.05**, es significativo, por lo tanto concluimos que efectivamente el valor del volumen sistólico medio es mayor en posición supina que cuando se está de pie.

También podemos confirmar lo dicho anteriormente observando los intervalos de confianza ICs (tabla 12), ya que para el factor sujeto observamos que existe solapamiento entre los ICs, mientras que para el factor posición no observamos solapamiento de los ICs.

Entonces rechazamos la hipótesis nula y decimos que:

“EXISTE una diferencia significativa entre la media del volumen sistólico estando en posición decúbito supino y la media del volumen sistólico estando de pie obtenidos de cada sujeto usando nuestro Front-End Analógico”.

5. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

5.1. Conclusiones

- ✓ La impedancia cardiográfica ambulatoria es un método no invasivo usado para la monitorización continua de pacientes especialmente cardiopáticos, lo cual sería prácticamente imposible usando métodos invasivos.
- ✓ La impedancia cardiográfica es una técnica que nos permite obtener información de la actividad hemodinámica del corazón, teniendo de esta manera muchas aplicaciones clínicas de gran importancia.
- ✓ Los cardiógrafos de impedancia actuales no son del todo precisos comparado con técnicas invasivas, ya que tienen ciertas limitaciones y errores propios del sistema.
- ✓ Fue necesario el uso de varias herramientas de software para poder diseñar, simular, evaluar y de cierta manera validar nuestro Front-End Analógico, siendo en total cinco los softwares usados (LTSpice, IAR WorkBench, LabVIEW, Matlab y R project).
- ✓ Nuestro Front-End Analógico demostró tener toda la capacidad de poder adquirir señales de impedancia neumográfica, impedancia cardiográfica y electrocardiográficas para la futura monitorización de pacientes crónicos y no crónicos.
- ✓ Se redujo el uso tradicional de 7 electrodos a tan solo 4 electrodos para poder obtener tanto señales de bioimpedancia como electrocardiográficas.
- ✓ A pesar de algunos artefactos y características inherentes a la señal ICG que dificultan la detección automática de las ondas ICG, se pudo desarrollar un programa a base de filtros digitales y algoritmos lo suficientemente aceptables para poder obtener algunos parámetros cardiohemodinámicos, los cuales fueron posteriormente evaluados.
- ✓ El uso del método tetrapolar resulto ser más óptimo frente al método bipolar, pudiendo distinguirse con mayor claridad las ondas ICG con el método tetrapolar, lo cual facilita su correcta evaluación.
- ✓ El análisis estadístico realizado afianzo y de cierta manera validó el correcto funcionamiento de nuestro Front-End Analógico.

5.2. Líneas Futuras

- ✓ Desarrollar nuevos diseños electrónicos, dispositivos y/o biomateriales que reduzcan los artefactos de movimiento e interferencias, y que sean mucho más precisos y sensibles a nivel de los mili-ohmios e incluso micro-ohmios. Todo esto dentro del marco de dispositivos llevables.
- ✓ Buscar nuevas alternativas para la colocación de los electrodos de superficie en el tórax humano, que vaya de la mano con la comodidad del paciente y permita la llevabilidad del dispositivo.
- ✓ Desarrollar nuevos algoritmos de procesamiento de señal biomédica que involucre unos filtros adecuados para la eliminación de artefactos, ya sean de movimientos y/o respiratorios, entre otras interferencias; y que nos permita una adecuada visualización de la señal y almacenamiento de los datos digitales.
- ✓ Desarrollar el diseño compacto con todos los integrados y dispositivos electrónicos necesarios para el adecuado funcionamiento de nuestro Front-End Analógico, así como también estudiar y desarrollar las posibles cubiertas o carcasas para la presentación final del dispositivo.
- ✓ Validar nuestro cardiógrafo de impedancia con otros dispositivos clínicamente aprobados, incluso con un “Gold Estándar”, lo que también involucra probar el ICG tanto con pacientes sanos y pluri-patológicos.

Referencia Bibliográfica

1. Gerard Cybulski, ***“Ambulatory Impedance Cardiography: The System and their Applications”***, Springer-Verlag Berlin Heilderberg, Warsaw, Poland, 2011.
2. Jhon, G. Webster, Dennis Bahr, ***“Impendace Cardiography”***, Design Prototype Report, University of Wisconsin–Madison, 2012.
3. Juan E. Ochoa, Juan G. McEwen, ***“Principles of Non-Invasive Hemodynamic Assessment with Impedance Cardiography”***. Rev Colomb Cardiol 16: 91-102. Medellin, Colombia, 2011.
4. G. Panfili, L. Piccini, ***“A wearable device for continuous monitoring of heart mechanical function based on Impedance CardioGraphy”***, Bioengineering Department Politecnico di Milano, Italy; EMBS Annual International Conference New York City, USA, Aug 30-Sept 3, 2006.
5. Liang-Yu Shyu, Chia-Yin Chiang ***“Portable Impedance Cardiography System for Real-Time Noninvasive Cardiac Output Measurement”***. Journal of Medical and Biological Engineering, 20(4): 193-202, Taiwan, 2000.
6. Mohapatra, S.N. In. Gerard Cybulski, ***“Ambulatory Impedance Cardiography, the System and their Applications”***. Springer-Verlag Berlin Heilderberg, Warsaw, Poland, 2011.
7. Kim,D.W.,Baker, L.E. ***“Origin of the Impedance Change in Impedance Cardiography by a three-dimensional finite element model”***. IEEE trans. Biomed. End. 12, 933-1000. 1988
8. David M. Linton, Dan Gilon ***“Advances in Noninvasive Cardiac Output Monitoring”***. Annals of Cardiac Anaesthesia 2002; 5:141-148.
9. Judri Vedru. ***“Electrical Impedance Methods for the Measurements of Stroke Volume in Man: State of Art”***. Veski 34:102–121, EE2400 Tartu, Estonia.
10. J. Ferreira, F. Seoane, ***“Portable Bioimpedance Monitor Evaluation for Continuous Impedance Measurements. Towards Wearable Plethysmography Applications”***, 35th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Osaka, Japan, 3 - 7 July, 2013.
11. Padma Batra, Sukwinder Singh. ***“New Method for Measurement of Bioelectrical Impedance”***, International Conference on Communication Systems and Network Technologies, 2011.
12. Mohamed Ali. ***“Cardio-Vascular Response Following Exercise”***. Final Report for EECE502. American University of Beirut. May 23, 2005.

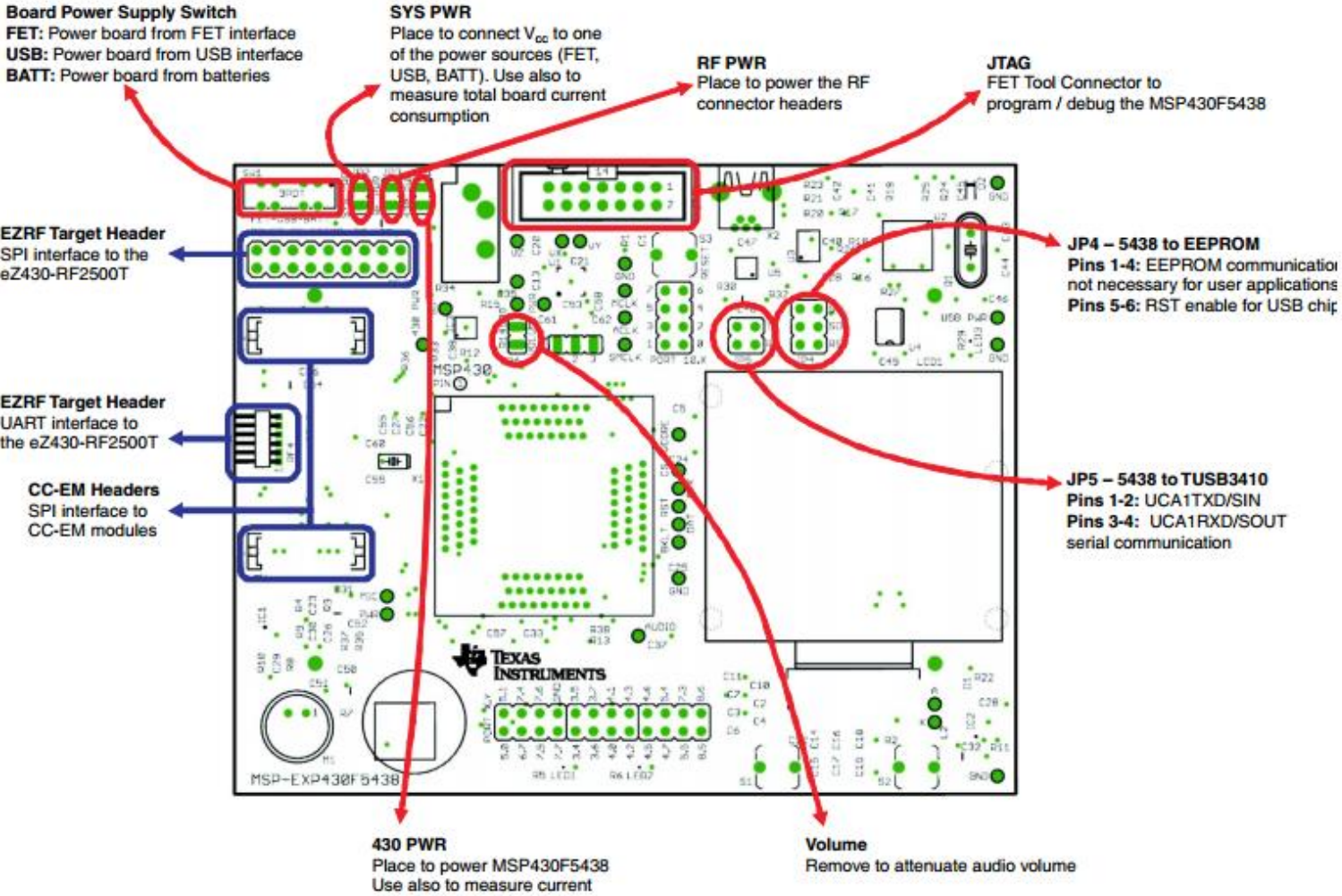
13. Vinod K. Pandey, Prem C. Pandey. ***“Adaptative Filtering for Suppression of Respiratory Artifact in Impedance Cardiography”***. 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Boston, Massachusetts USA, August 30 – September 3, 2011.
14. S. De Ridder, X. Neyt. ***“Comparison between EEMD, Wavelet and FIR Denoising: Influence on Event Detection in Impedance Cardiography”***. 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Boston, Massachusetts USA, August 30 – September 3, 2011.
15. Vinod K. Pandey, Prem C. Pandey. ***“Cancellation of Respiratory Artifact in Impedance Cardiography”***. Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. IEEE. Shanghai, China, September 1-4, 2005.
16. Zhao Shuguang, Fang Yanhong, Zhao Hailong, Tang Min. ***“Detection of Impedance Cardiography’s Characteristic Points Based on Wavelet Transform”***. Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference. IEEE. Shanghai, China, September 1-4, 2005.
17. Akira Ikarashi, Masamichi Nogawa. ***“Experimental and Numerical Study on Optimal Spot-Electrodes Arrays in Transthoracic Electrical Impedance Cardiography”***. 29th Annual International conference of the IEEE EMBS, Lyon, France, August 23-26, 2007.
18. Akira Ikarashi, Masamichi Nogawa. ***“An Optimal Spot-Electrode Array for Electrical Impedance through Determination of Impedance Mapping of a Regional Area along the Medial Line on the Thorax”***. 28th Annual International conference of the IEEE EMBS, New York City, USA, August 30-Sept 3, 2006.
19. K. Yamakoshi, M. Nogawa, S. Tanaka. ***“A New Proposal of Optimal Spot-Electrode Array for Electrical Impedance Cardiography through the Measurement of Thoracic Impedance Mapping”***. Proceeding of the 25th Annual International conference of the IEEE EMBS, Cancun, Mexico, Sept 17-21, 2003.
20. Helmut Hutten, ***“Impedance Plethysmography”***. In. J. Webster, “Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation” Second Edition, Wiley&Sons, Inc. 2006.
21. Robert Patterson ***“Bioelectric Impedance Measurement”***. In: Bronzino, Joseph D. Biomedical Engineering: Medical Devices and Systems (3rd Edition). 53-1:53-8, Boca Raton, FL, USA. 2006.
22. Amit K. Gupta, ***“Respiration Rate Measurement Based on Impedance Pneumography”***. Application Report SBAA181, February 2011.
23. Charles F. Dalziel. ***“Electric Shock Hazard”***. University of California, Berkeley. IEEE Spectrum, 51-50, February, 1972.

24. S. Luna Lozano. ***“Medida Oculta de Parámetros Cardiorrespiratorios en Personas Sentadas”*** Tesis Doctoral presentada en la Universidad Politécnica de Cataluña. Febrero de 2011.
25. Lee E, Baker ***“Principles of the Impedance Technique”*** IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 11-15, March, 1989.
26. G. Andreoni, A. Fanelli, i. Witkowska. ***“Sensor Validation for Wearable Monitoring System in Ambulatory Monitoring: Application to Textile Electrodes”***. 7th International Conference on Pervasive computing Technologies for Healthcare and Workshops, 169-175, 2013
27. Tong In Oh, Sun Yoon, Tae Eui. ***“Nanofiber Web Textile Dry Electrodes for Long-Term Biopotential Recording”***. IEEE Transaction on Biomedical Circuits and System, vol. 7, N^o 2, April, 2013.
28. Taina Pola, Jukka Vanhala. ***“Textile electrodes in ECG Measurement”***. IEEE, 1-4244-1502, 2007.
29. P. Fiedler, S. Biller, S, Griebel. ***“Impedance Pneumography Using Textile Electrodes”***. 34th Annual International conference of the IEEE EMBS, San Diego, California, USA, August 28 –Sept 1, 2012.
30. Krzysztof Gniotek, Michael Frydrysiak. ***“Innovative Textile Electrodes for Muscles Electrostimulation”***. 987-1-4244-9339, August, 2011.
31. J. C. Marquez, F. Seoane, E. ***“Textile Electrodes in Electrical Bioimpedance Measurement – A comparison with conventional Ag/AgCL Electrodes”***. 31st Annual International conference of the IEEE EMBS, Minneapolis, Minnesota, USA, September 2-6, 2009.
32. Ville-Pekka Seppa, Jari Viik, Jari Hyttinen. ***“Assessmet of Pulmonary Flow Using Impedance Pneumography”***, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 57, N^o 9, Sept, 2010.
33. G. Loriga, N. Taccini, D. De Rossi. ***“Textile Sensing Interfaces for Cardiopulmonary Signs Monitoring”***. IEEE Engineering in Medicine an Biology conference, Shanghai, china, September 1-4, 2005.
34. Patterson, R.P. ***“Sources of the Impedance Cardiogenic Electrical Impedance Signal as Determined by a Model”***. Med. Biol. Eng. Comput. 23, 411-417. 1985.
35. Mazyar Kanani and Martin Elliott. ***“A Change in Posture”***. Applied Surgical Physiology Vivas. Cambridge University Press.
36. Pradip B Barde, Kishore K Deepak ***“Effect of Postural Challenges on Non-Invasive Cardiac Output Measurement with Impedance Cardiography in Young Healthy Adults Using New Horizontal***

- Electrode Placement Method***". International Journal of Biomedical and Advance Research. 806-809. March, 2012.
37. Yu Daihua, Chai Wei, Sun Xude. ***"The Effect of Body Position Changes on Stroke Volume Variation in 66 Mechanically Ventilated Patients with Sepsis"***. Journal of Critical Care (2012)27, 416.e7–416.e12.
38. T Heldt, MB Oefinger, M Hoshiyama, RG Mark. ***"Circulatory Response to Passive and Active Changes in Posture"***. IEEE Computers in Cardiology, 30:263–266, 2003.
39. L R Poliner, G J Dehmer, S E Lewis. ***"Left Ventricular Performance in Normal Subjects: A Comparison of the Responses to Exercise in Upright and Supine Positions"***. Journal of American Heart Association. ISSN: 1524-4539, Dallas.
40. www.ti.com (Texas Instruments)
41. www.analog.com (Analog Devices)

Anexo

Anexo A. Partes del EVM MSP430F5438A



Anexo B. Lista de Dispositivos usados para el AFE – ICG.

#	Designator	Description	Supplier 1	Supplier Part Number 1	Quantity
4	C1, C2, C3, C5, C7	MULTICOMP - MCCA000500 - CAP, CERAMIC, 1UF, 6,3 V, X5R, 0402	Farnell	1759375	5
5	C4, C6, C8, C9, C12, C14, C28	MULTICOMP - MCCA000050 - CAP, CERAMIC, 0,1UF, 16V, X7R, 0402	Farnell	1758896	7
6	C10, C27	TDK - C1608X5R0J106M - CAP, CERAMIC, 10UF, 6.3V, X5R, 0603	Farnell	2112705	2
7	C11, C13, C15, C16	YAGEO (PHYCOMP) - CC0402KRX7R9BB222 - CONDENSADOR, 0402, 2,2 NF, 50 V	Farnell	3019408	4
8	C17	MULTICOMP - MCCA000510 - MLCC, 0.047UF, 16V, X5R, 0402	Farnell	1759386	1
9	C18	TAIYO YUDEN - LMK105SD472KV-F, CAP, CERAMIC, LOW DISTORT, 4.7NF, 10V, 0402	Mouser	963-LMK105SD472KV-F	1
10	DB9	Receptacle Assembly, 9 Position, Right Angle			1
11	H1, H2	SAMTEC - SFM-110-02-L-D - TOMA, 1,27 MM, SMT, 20 VÍAS	Farnell	1763531	2
12	J1	HARWIN - M20-9990246. - HEADER, STRAIGHT, 2.54MM 1ROW, 2WAY	Farnell	1022247	1
13	L1	WURTH ELEKTRONIK - 74479776233 - INDUCTOR, PMI 0806, 3,3 UH, 1.1A 20%	Farnell	1869752	1
14	L2	MURATA - BLM18PG121SN1D - INDUCTOR, 0.05OHM, 2 A, 0603	Farnell	1515738	1
15	R1, R2, R6	PANASONIC - ERJ2GEJ103X - RESISTENCIA, 10K, 100MW, 5%	Farnell	2059239	3
16	R3, R4, R5, R7, R8, R9, R10	PANASONIC - ERJ2GE0R00X - RESISTENCIA, 0R, 100MW	Farnell	2059190	7
17	R11, R12, R15, R16	MULTICOMP - MCMR04W1005FTL - RESISTOR, 0402, 10M, 1%, ANTI SULFURO	Farnell	2072499	4
18	R13, R14	PANASONIC - ERA3AEB4022V - RESISTENCIA, 40K2, 100MW, 0603,0.1%	Farnell	1810279	2
19	U1	TEXAS INSTRUMENTS - ADS1292RIPBS - AFE, 2CH, 24BIT, 8KSPS, PGA, 32TQFP	Farnell	2099882	1
TOTAL					43