



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS
DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Desarrollo de un prototipo portátil para la adquisición simultánea del electrocardiograma, sismocardiograma y cardiograma de impedancia implementado en un microcontrolador ESP32 con visualización en tiempo real mediante Bluetooth y aplicación en Android

Tesis que presenta

Jorge Enrique Baños Bautista

para obtener el Grado de

Maestro en Ciencias

en la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Director de Tesis: Dr. Carlos Alvarado Serrano

Agradecimientos

Me gustaría expresar mi más sincero agradecimiento a mis padres, por siempre apoyarme en cada momento y etapa de mi vida. Especialmente a mi madre, María del Consuelo, por sobre todo siempre motivarme a seguir estudiando y alcanzar mis metas. A mis hermanos Valentín, Miguel y Luis por alentarme a cumplir con mis sueños. A mi papá Jesús por ser parte de este viaje académico.

Al Dr. Carlos Alvarado Serrano por aceptarme como su estudiante, por su orientación experta, dedicación incansable y valiosas sugerencias que guiaron este proyecto desde sus etapas iniciales hasta su conclusión. Su compromiso con la excelencia académica ha sido una fuente constante de inspiración.

Al Dr. Ramón Casanella Alonso, el Dr. Oscar Casa Piedrafita y al M. en C. Marc Hernández Urrea por aceptarme como su estudiante en la Universidad Politécnica de Cataluña quienes me proporcionaron un entorno académico enriquecedor y recursos fundamentales que facilitaron la realización de esta investigación.

Quisiera expresar mi reconocimiento a mis compañeros de clase y colegas de investigación, en especial a Frank por su total apoyo, a Limón por su constante motivación y a Nidia por la amabilidad brindada. Sus debates, comentarios y perspectivas enriquecieron mi comprensión del tema y contribuyeron significativamente al desarrollo de esta tesis.

Al CINVESTAV, en especial a la sección de bioelectrónica y a todos sus doctores por compartir amablemente sus conocimientos adquiridos.

Agradezco a CONAHCYT (México) por el apoyo económico brindado para realizar mis estudios de maestría.

Resumen

La creciente demanda de sistemas novedosos para el monitoreo no invasivo del sistema cardiovascular ha generado interés en las técnicas de Cardiografía por Impedancia (ICG) y Sismocardiografía (SCG). Identificando puntos característicos del sismocardiograma (SCG) relacionados con las válvulas aórtica y mitral, y su conexión con la onda Q del electrocardiograma (ECG), se pueden medir intervalos cardíacos asociados con la función mecánica del corazón. La ICG, siendo un método diagnóstico asequible y fácil de usar para monitorear la hemodinámica cardiovascular, presenta ventajas sobre métodos convencionales que requieren cateterización.

En esta tesis, se presenta el desarrollo de un prototipo portátil para la adquisición y almacenamiento simultáneo del ECG, ICG y SCG con visualización en tiempo real mediante una aplicación para teléfonos inteligentes en Android. Para evaluar cuantitativamente los registros obtenidos del ICG y SCG con respecto al ECG utilizado como referencia, se utilizó el método estadístico de Bland-Altman, para comparar las frecuencias cardíacas obtenidas con los puntos característicos del ICG y SCG con respecto a la del ECG obtenida con los intervalos RR.

El prototipo se compone de cinco elementos esenciales: el microcontrolador ESP32, el circuito integrado ADS1294, el módulo MPU-9250, una memoria micro SDHC de 32 GB Clase 10, y una aplicación desarrollada para dispositivos Android. Esta aplicación permite la visualización en tiempo real de los valores de las señales. Asimismo, presenta un CMRR superior a 80 dB a 60 Hz, un rango de medición de 49.9 mV y un conversor analógico a digital de 24 bits. El prototipo alimentado con baterías recargables a un voltaje de 3.3 V tiene un consumo de corriente de 60 mA.

La validación del ICG y el ECG se llevó a cabo con el equipo comercial BIOPAC MP36. Se obtuvieron intervalos de confianza (IC) para la señal de ECG de ± 2.58 latidos por minuto (lpm) y para la señal de ICG de ± 4.04 lpm, ambos dentro del límite de precisión de ± 5 lpm establecido por la Asociación para el Avance de la Instrumentación Médica (AAMI) para la medición de la frecuencia cardíaca (FC). En el caso del SCG, se evaluó la detección del punto AO, obteniéndose un CI de ± 0.513 lpm en comparación con la FC del ECG. Finalmente, se generó una base de datos con 12 registros en sujetos normales adquiridos bajo firma previa de consentimiento informado.

Abstract

The growing demand for novel systems for noninvasive monitoring of the cardiovascular system has generated interest in Impedance Cardiography (ICG) and Seismocardiography (SCG) techniques. By identifying characteristic points of the SCG related to the aortic and mitral valves, and their connection with the Q wave of the electrocardiogram (ECG), cardiac intervals associated with the mechanical function of the heart can be measured. ICG, being an affordable and easy-to-use diagnostic method to monitor cardiovascular hemodynamics, has advantages over conventional methods that require catheterization.

In this thesis, we present the development of a portable prototype for simultaneous acquisition and storage of ECG, ICG and SCG with real-time visualization using an Android smartphone application. To quantitatively evaluate the ICG and SCG recordings obtained with respect to the ECG used as reference, the Bland-Altman statistical method was used to compare the heart rates obtained with the ICG and SCG minutiae with respect to that of the ECG obtained with the RR intervals.

The prototype consists of five essential elements: the ESP32 microcontroller, the ADS1294 integrated circuit, the MPU-9250 module, a 32 GB Class 10 micro SDHC memory, and an application developed for Android devices. This application allows real-time display of signal values. It also features a CMRR greater than 80 dB at 60 Hz, a measurement range of 49.9 mV, and a 24-bit analog-to-digital converter. The prototype powered by rechargeable batteries at a voltage of 3.3 V has a current consumption of 60 mA.

Validation of the ICG and ECG was performed with the BIOPAC MP36 commercial equipment. Confidence intervals (CI) were obtained for the ECG signal of ± 2.58 beats per minute (bpm) and for the ICG signal of ± 4.04 bpm, both within the accuracy limit of ± 5 bpm established by the Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) for heart rate (HR) measurement. In the case of the SCG, the detection of the AO point was evaluated, obtaining a CI of ± 0.513 bpm compared to the HR of the ECG. Finally, a database was generated with 12 records in normal subjects acquired under prior signature of informed consent.

Contenido

| | |
|--|----|
| 1. INTRODUCCIÓN | 1 |
| 1.1 Planteamiento del problema | 1 |
| 1.2 Objetivos..... | 5 |
| 1.2.1 Objetivo general..... | 5 |
| 1.2.2 Objetivos específicos | 5 |
| 1.3 Estructura de la tesis | 6 |
| 2. ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE..... | 7 |
| 2.1 Actividad eléctrica del corazón | 7 |
| 2.2 Ondas, segmentos e intervalos del ECG | 8 |
| 2.3 Derivaciones electrocardiográficas | 10 |
| 2.3.1 Derivaciones de extremidades o del plano frontal | 11 |
| 2.3.2 Derivaciones aumentadas | 12 |
| 2.3.3 Derivaciones del plano transversal o precordiales..... | 13 |
| 2.4 Sismocardiograma..... | 14 |
| 2.5 Cardiografía por impedancia..... | 17 |
| 3. DESARROLLO DEL PROTOTIPO..... | 22 |
| 3.1 Solución propuesta | 22 |
| 3.1.1 Microcontrolador ESP32 | 24 |
| 3.1.1.1 Diagrama a bloques..... | 24 |
| 3.1.1.2 Interfaz de Entrada/Salida de Propósito General (GPIO) | 26 |
| 3.1.1.3 Características principales del Bluetooth | 27 |
| 3.1.1.4 Relojes y Temporizadores | 29 |
| 3.1.1.5 Interfaces periféricos avanzados | 29 |
| 3.1.1.6 Convertidor analógico-digital (ADC)..... | 30 |

| | |
|--|----|
| 3.1.1.7 Controlador esclavo SDIO/SPI | 30 |
| 3.1.1.8 Interfaz periférica Serie (SPI)..... | 31 |
| 3.1.2 ADS1294 | 32 |
| 3.1.2.1 Diagrama a bloques del ADS1294..... | 33 |
| 3.1.2.2 Registros del ADS1294..... | 34 |
| 3.1.2.3 Circuito de pierna derecha..... | 35 |
| 3.1.2.4 Acondicionamiento y amplificación del ECG..... | 36 |
| 3.1.2.5 Terminal Central de Wilson (<i>WCT</i>) | 37 |
| 3.1.2.6 Derivaciones aumentadas | 38 |
| 3.1.2.7 Alimentación ADS1294 | 39 |
| 3.1.2.8 Reloj ADS1294 | 40 |
| 3.1.2.9 Protocolo de comunicación SPI del ADS1294 | 41 |
| 3.1.2.10 Comando del ADS1294 | 42 |
| 3.1.3 Memoria MicroSD | 43 |
| 3.1.4 Acelerómetro MPU9250..... | 45 |
| 3.2 Placa de ICG | 47 |
| 3.3 Software implementado en Arduino..... | 48 |
| 3.4 Software implementado en Android..... | 50 |
| 3.5 Diseño de las placas..... | 52 |
| 3.6 Diseño 3D del prototipo | 54 |
| 4. PROCESAMIENTO DIGITAL DE LAS SEÑALES..... | 55 |
| 4.1 Transformada Wavelet Continua (CWT) con <i>Splines</i> | 55 |
| 4.2 Técnica de Descomposición de Modo Empírico | 58 |
| 4.3 Detección de la onda R del ECG | 60 |
| 4.4 Detección de los puntos B, C, y X del ICG | 62 |

| | |
|---|-----|
| 4.5 Detección de los puntos AO, AC, MO, MC, MA y RE del SCG..... | 63 |
| 5. RESULTADOS | 66 |
| 5.1 Características del prototipo | 66 |
| 5.2 Ancho de banda de los filtros digitales | 68 |
| 5.3 Validación del Prototipo | 70 |
| 5.4 Creación de una base de datos | 76 |
| 5.5 Adquisición de las señales..... | 79 |
| 5.6 Detección de los puntos característicos..... | 82 |
| 6. CONCLUSIONES..... | 87 |
| REFERENCIAS..... | 89 |
| ANEXOS | 98 |
| A.1 Participación en Estancia de Investigación | 98 |
| A.2 Diagrama esquemático, PCB y placa impresa <i>Speedy-Heart</i> | 98 |
| A.3 Pinado de conector DB15 (ICG y ECG) y conector 8 vías (SCG) | 100 |
| A.4 Formato de carta de consentimiento informado | 101 |
| A.5 Dictamen de consentimiento informado | 102 |
| A.6 Participación como coautor en artículo de revista | 103 |

Índice de figuras

| | |
|---|----|
| Fig. 1. Principales causas de defunción en países de ingresos medianos altos [1]. ... | 1 |
| Fig. 2. Defunciones por enfermedades del corazón en México en 2022 [3]. | 2 |
| Fig. 3. Propagación normal de la actividad eléctrica en el corazón.[4]. | 7 |
| Fig. 4. Electrocardiograma normal [5]. | 8 |
| Fig. 5. Intervalo PR en el trazo ECG [11]. | 9 |
| Fig. 6. Complejo QRS y sus variantes [11]. | 9 |
| Fig. 7. Segmento ST y punto J [11]. | 9 |
| Fig. 8. Intervalo QT. | 10 |
| Fig. 9. Intervalo RR. | 10 |
| Fig. 10. Triangulo de Einthoven para las derivaciones bipolares [14]. | 12 |
| Fig. 11. Derivaciones aumentadas [14]. | 13 |
| Fig. 12. Localización de los electrodos sobre el tórax de las derivaciones precordiales [15]. | 13 |
| Fig. 13. Relación entre los vectores del ECG de 12 derivaciones y el ECG de derivaciones ortogonales [12]. | 14 |
| Fig. 14. De arriba a abajo: ECG latido a latido con trazo promediado; proyecciones de las aceleraciones del BCG en los 3 ejes anatómicos (de izquierda a derecha (X), pies a cabeza (Y), anteroposterior (Z) en m/s^2); Vector de fuerza (en Newton); Las ondas h i j están marcadas con un punto negro en el eje Y, así como en el vector de fuerza [22]. | 15 |

| | |
|---|----|
| Fig. 15. Descripción de señal SCG y su relación con el ECG. MC: cierre de la válvula mitral, AO: apertura de la válvula aórtica, MA: aceleración máxima de la sangre en la aorta, RE: eyección sistólica rápida, AC: cierre de la válvula aórtica y MO: apertura de la válvula mitral [24]..... | 16 |
| Fig. 16. Técnica de medición de la impedancia con cuatro electrodos y la instrumentación asociada [44]..... | 18 |
| Fig. 17. Colocación de los electrodos de banda en la medición de la impedancia del tórax [44]. | 19 |
| Fig. 18. Curva de Impedancia Torácica [44]..... | 19 |
| Fig. 19. Componentes principales del prototipo ECG, SCG e ICG..... | 23 |
| Fig. 20. Diagrama de bloques funcional [56]. | 26 |
| Fig. 21. Diagrama a bloques del ADS1294 [57]. | 33 |
| Fig. 22. Circuito de pierna derecha y sus registros de configuración [57]. | 35 |
| Fig. 23. Implementación del PGA [57]..... | 36 |
| Fig. 24. Circuito de <i>WCT</i> [57] | 37 |
| Fig. 25. Terminal Central de Goldberger [57]. | 38 |
| Fig. 26. Tipos de configuración para fuente de alimentación recomendados por el fabricante. a) Modo fuente unipolar. b) Modo fuente bipolar [57]. | 39 |
| Fig. 27. Batería recargable LiPo 3.7v. | 40 |
| Fig. 28. Diagrama de tiempos para interfaz SPI..... | 41 |
| Fig. 29. Módulo acelerómetro con giroscopio MPU9250..... | 45 |

| | |
|--|----|
| Fig. 30. Diagrama a bloques de la placa ICG..... | 48 |
| Fig. 31. Placa de desarrollo ESP32 [56]..... | 48 |
| Fig. 32. Módulos implementados en el ESP32 y su interacción con los distintos periféricos..... | 50 |
| Fig. 33. <i>Layout</i> Principal (Izquierda) y <i>Layout</i> Conexión (derecha) para la aplicación en teléfonos inteligentes..... | 51 |
| Fig. 34. <i>Layout</i> de Registros (izquierda), <i>Layout</i> Señales (centro) y <i>Layout</i> Ayuda (derecha) para la aplicación en teléfonos inteligentes..... | 52 |
| Fig. 35. Placa del ADS1294. Izquierda: vista superior, derecha: vista inferior. | 53 |
| Fig. 36. Placa principal del prototipo. Izquierda: vista superior, Derecha: vista inferior. | 53 |
| Fig. 37. Diseño 3D del prototipo final de medición multiparamétrico. <i>Izquierda</i> : Tapa. <i>Derecha</i> : Carcasa prototipo..... | 54 |
| Fig. 38. Proceso de tamizado de la señal de SCG: (a) Los datos originales; (b) Los datos en línea continua delgada, con las envolventes superior e inferior en líneas discontinuas de puntos y la media en línea continua gruesa; (c) La diferencia entre los datos y $m1$ [63]..... | 59 |
| Fig. 39. Diagrama de flujo para la detección de la onda R. | 61 |
| Fig. 40. Patrones típicos de la impedancia Z (arriba), la forma de onda resultante de la dZ/dt ICG (con los puntos hemodinámicos marcados B, C, X, Y, O y A (centro) y la forma de onda del ECG con las ondas P-QRS-T y los intervalos de tiempo cardíacos pertinentes (LVET) y tiempo de pre-eyección (PEP) (abajo) [65]..... | 62 |

Fig. 41. La localización de los puntos característicos del SCG, su relación con la forma de onda del ECG y la esquematización de los intervalos de tiempo cardíacos [67]. 64

Fig. 42. Prototipo final para medición multiparamétrica *Speedy-Heart*. (a) Conectores para el ECG y el SCG, (b) Vista lateral derecha con interruptores para habilitar/deshabilitar adquisición ICG e interruptor general del prototipo, (c) Vista frontal con indicador led de funcionamiento y (d) Vista lateral izquierda con ranura para microSD. 66

Fig. 43. Respuesta en Magnitud (azul) y Respuesta en fase del filtro FIR (naranja) LPF1 (SCG)..... 69

Fig. 44. Respuesta en Magnitud (azul) y Respuesta en fase del filtro FIR (naranja) LPF2 (ECG)..... 69

Fig. 45. Respuesta en Magnitud (azul) y Respuesta en fase del filtro FIR (naranja) HPF para todas las señales. 70

Fig. 46. Señal de ICG con una amplitud máxima de 2.48 V..... 71

Fig. 47. Señales adquiridas con el sistema BIOPAC MP36 (ECG, ICG(Z), ICG($dZdt$)). 72

Fig. 48. Comparación morfológica entre señales ECG BIOPAC MP36 vs ECG de *Speedy-Heart* (a) Señal de 2 min (b) Segmento de señal ampliado. 73

Fig. 49. Comparación morfológica entre señales ICG BIOPAC MP36 vs ICG de *Speedy-Heart* (a) Señal de 1 min (b) Segmento de señal ampliado. 74

Fig. 50. Gráfico Bland-Altman obtenido de la diferencia de las frecuencias cardíacas calculadas del ECG BIOPAC MP36 y las FC del ECG para *Speedy-Heart*. 75

| | |
|---|----|
| Fig. 51. Gráfico Bland-Altman obtenido de la diferencia de las frecuencias cardiacas calculadas del ICG BIOPAC MP36 y las FC del ICG para <i>Speedy-Heart</i> | 75 |
| Fig. 52. Colocación de los electrodos para ECG e ICG y acelerómetro para señal de SCG utilizando <i>Speedy-Heart</i> | 78 |
| Fig. 53. Visualización de señales en tiempo real. Izquierda: ECG-DI y ICG. Derecha: ECG-V2 y SCG. | 79 |
| Fig. 54. Adquisición de señales con <i>Speedy-Heart</i> . (a) Registro completo 7 min. (b) Segmento de señal ampliado. | 81 |
| Fig. 55. Promedio para dZ/dt ICG del registro X11 con duración de 728 ms. | 82 |
| Fig. 56. Plantilla Woody para dZ/dt ICG del registro X11 con duración de 728 ms. ... | 83 |
| Fig. 57. Promedio para SCG del registro X11 con duración de 728 ms. | 83 |
| Fig. 58. Plantilla Woody para SCG del registro X11 con duración de 728 ms. | 84 |
| Fig. 59. Gráfico Bland-Altman de la diferencia de las FC medidas del ECG-D1 y el SCG-AO en los 12 sujetos. | 84 |
| Fig. 60. Gráfico Bland-Altman de la diferencia de las FC medidas del ECG-D1 y el ICG-C en los 12 sujetos. | 85 |
| Fig. 61. (a) Identificación de los puntos característicos de ICG y SCG a partir del pico de la onda R de la derivación DI del ECG. (b) Segmento de señal ampliado. | 86 |
| Fig. 62. Diagrama esquemático de la placa final <i>Speedy-Heart</i> | 98 |
| Fig. 63. PCB de la placa final <i>Speedy-Heart</i> | 99 |
| Fig. 64. Placa impresa final <i>Speedy-Heart</i> | 99 |

Fig. 65. Pinado del conector DB-15 para Speedy-Heart. Azul: Conexión ECG, Verde: Conexión ICG y Rojo: Conexión para programación..... 100

Fig. 66. Pinado de conector de cable plano de 8 vías para SCG..... 100

Índice de tablas

| | |
|---|----|
| Tabla 1. Derivaciones del ECG [12]. | 11 |
| Tabla 2. Características del prototipo. | 22 |
| Tabla 3. Características ADC [56]. | 30 |
| Tabla 4. Registros de configuración AD21294 [57]. | 34 |
| Tabla 5. Relación ganancia- ancho de banda para el AD21294 [57]. | 36 |
| Tabla 6. Definición de los comandos Opcode [57]. | 42 |
| Tabla 7. Criterios de inclusión y exclusión de los participantes. | 76 |
| Tabla 8. Características de los registros adquiridos con <i>Speedy-Heart</i> | 77 |

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Planteamiento del problema

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS), las enfermedades cardiovasculares (ECV), son la principal causa de defunción en el mundo. Este grupo de trastornos afecta al corazón y los vasos sanguíneos e incluye condiciones como la cardiopatía coronaria, enfermedades cerebrovasculares y cardiopatías reumáticas. La cardiopatía isquémica, como se ilustra en la Fig. 1, se posiciona como la causa principal de defunciones en el mundo, contribuyendo con el 16% del total de muertes en países de ingresos medianos-altos.

Desde el año 2000, esta enfermedad ha experimentado el mayor incremento en términos de mortalidad, que ha pasado de registrar más de 2 millones de defunciones en 2000 a 8.9 millones en 2019 [1].

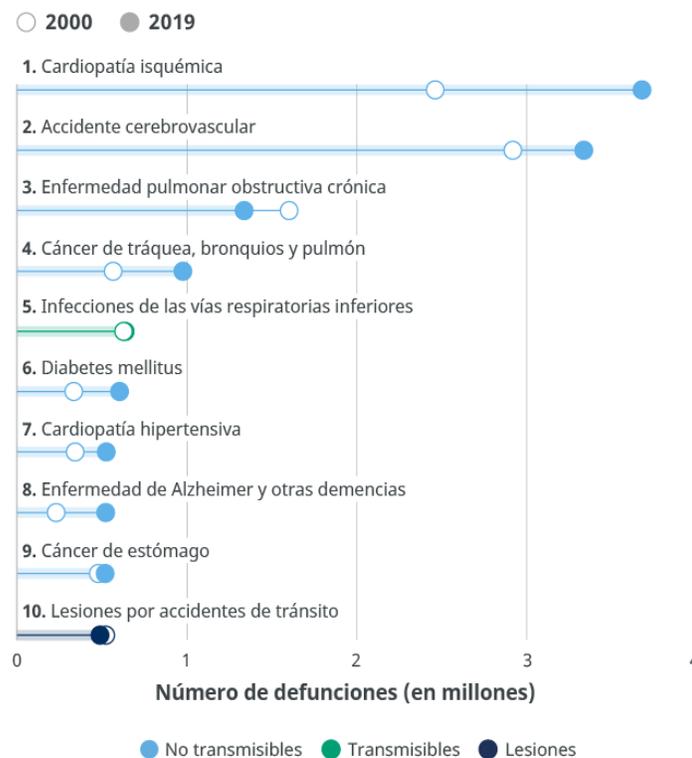


Fig. 1. Principales causas de defunción en países de ingresos medianos altos [1].

Durante el periodo enero-junio 2023 con base a datos del Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), las cinco principales causas de muerte a nivel nacional fueron: enfermedades del corazón, diabetes mellitus, tumores malignos, enfermedades del hígado y accidentes [2].

Del total de muertes ocasionadas por enfermedades del corazón (200 023), como se ilustra en la Fig. 2, las enfermedades isquémicas, caracterizadas por la reducción del flujo sanguíneo al corazón por bloqueo parcial o total de las arterias, representaron la abrumadora mayoría, con un 76.5% (152 960 casos). Las enfermedades hipertensivas ocuparon el segundo lugar, contribuyendo con 14.2% (28 494 casos) seguidas de las relacionadas con la circulación pulmonar y otras enfermedades del corazón, con 9.0% (17 960 casos).

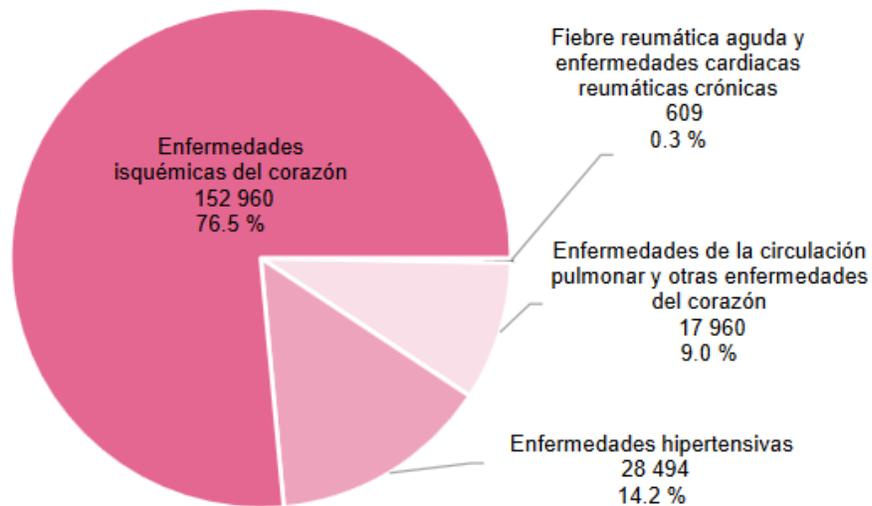


Fig. 2. Defunciones por enfermedades del corazón en México en 2022 [3].

Profundizando en la cardiopatía isquémica, ésta consiste en la muerte del tejido del miocardio cuando el flujo sanguíneo en las arterias coronarias es bloqueado. Dicho bloqueo es causado por la acumulación de grasa en la pared de los vasos sanguíneos y favorece la formación de coágulos. Esta reducción del flujo sanguíneo impide que el músculo cardíaco reciba suficiente oxigenación y en la mayoría de los casos produce alteraciones en el sistema de conducción cardíaco, elevando el riesgo de presentar arritmias ventriculares malignas [4].

Aproximadamente el 35% de las personas en EEUU de 65 años de edad o más fallecen por esta causa. Algunas muertes se producen súbitamente como consecuencia de la oclusión de la arteria coronaria o de la fibrilación del corazón, mientras que otras son lentas, a lo largo de las semanas o años, como consecuencia del debilitamiento progresivo de la función de bomba del corazón [5].

La isquemia y el infarto de miocardio (IM) causan alteraciones en el tono simpático y parasimpático del corazón, lo que favorece el inicio de arritmias de tipo ventriculares [6]. Las alteraciones en el sistema de conducción del corazón ocasionadas por isquemia pueden visualizarse en el electrocardiograma (ECG), como fluctuaciones y duraciones anormales de segmentos e intervalos. Generalmente el intervalo QT, el intervalo RR y la elevación del segmento ST son las tres principales anomalías cuando existen trastornos en la conducción, que se derivan en la aparición de arritmias ventriculares malignas [4].

La variabilidad de la frecuencia cardíaca (FC), *Heart Rate Variability* (HRV por sus siglas en inglés) representa uno de los marcadores más prometedores de una asociación entre la propensión a las arritmias letales y los signos de actividad vagal y simpática aumentada o reducida [7].

Han sido reportadas una reducción de la HRV en varias enfermedades cardiológicas y no cardiológicas, dentro de las que destacan: el infarto de miocardio, neuropatía diabética, trasplante cardíaco, disfunción miocárdica y/o tetraplejía [7].

A pesar de que el ECG es una de las señales por excelencia para el estudio de la gran mayoría de las cardiomiopatías, no resulta ser suficiente, ya que para poder proporcionar un mejor diagnóstico se requiere de señales que proporcionen otro tipo de información sobre el funcionamiento del corazón, tales como señales de origen mecánico o de la hemodinámica sanguínea.

Es bien sabido que en cada latido se generan vibraciones que se propagan por todo el cuerpo, en especial las que pueden ser medibles en la pared torácica se les conoce como señales de sismocardiograma (SCG) [8]. Recientes estudios asocian las señales de SCG con procesos cardíacos mecánicos incluyendo la contracción del músculo cardíaco, el movimiento de las válvulas cardíacas, la turbulencia del flujo sanguíneo y cambios de pulso. Las características de estas señales son probablemente las que contienen información útil que se correlacionan con procesos cardiovasculares fisiológicos y patológicos [9].

La monitorización de los cambios hemodinámicos cardiovasculares demanda la utilización de un equipo muy caro, altamente especializado y personal médico cualificado. Hasta hace poco no se disponía de un método barato no invasivo y fácil de usar que, al igual que la ecocardiografía Doppler, permitiera evaluar la hemodinámica del sistema cardiovascular.

La cardiografía por impedancia (ICG) cumple con estos requisitos. No es invasivo, lo que supone una ventaja sobre los métodos convencionales, de modo que el paciente no corre el riesgo de sufrir posibles complicaciones y el procedimiento es más fácil a un bajo coste [10].

En consecuencia, se plantea la imperativa necesidad de desarrollar sistemas de monitoreo que faciliten la evaluación de la función mecánica del corazón, con el propósito de analizar la hemodinámica del órgano en cuestión. En virtud de que, en ciertas ocasiones, ciertas afecciones cardíacas, como la estenosis valvular, no se manifiestan de manera evidente en un ECG, es en esta coyuntura donde el SCG y la ICG adquieren una importancia sobresaliente al ser capaz de extraer dicha información a partir de una señal registrada en el área torácica.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo general

Desarrollar un prototipo portátil para la adquisición y almacenamiento simultáneo del Electrocardiograma (ECG), Sismocardiograma (SCG) y la Cardiografía por Impedancia (ICG), implementado en un microcontrolador ESP32 con comunicación a una aplicación para teléfonos inteligentes en Android.

1.2.2 Objetivos específicos

- Implementar un módulo de comunicación entre el ADS1294 y el microcontrolador ESP32 para la adquisición simultánea en los 3 ejes anatómicos del ECG y el SCG.
- Implementar un módulo de comunicación entre la memoria microSD y el ESP32 para el almacenamiento eficiente de todos los registros.
- Implementar la instrumentación electrónica para la medición del ICG y su adquisición a partir del ESP32.
- Desarrollar el prototipo portátil de dimensiones y peso reducido.
- Validar el prototipo portátil mediante la comparación con el equipo comercial BIOPAC MP36.
- Desarrollar una aplicación compatible con Android para teléfonos inteligentes que permita la visualización en tiempo real de la señal.
- Incorporar un módulo de filtrado digital para delimitar el ancho de banda del ECG, ICG y SCG para reducir componentes electrónicos.
- Realizar la detección de los puntos característicos para cada una de las señales.
- Crear una base de datos con registros cortos de las tres señales (ECG, ICG y SCG) correspondientes a personas en posición sedente.

1.3 Estructura de la tesis

Este trabajo de tesis está estructurado en seis capítulos. En el primer capítulo, se aborda el planteamiento del problema, donde se expone el fundamento de esta investigación y su objetivo general, junto con los objetivos específicos que persigue.

En el segundo capítulo, se realiza una revisión de los antecedentes y se presenta el estado del arte relacionado con el ECG. Se detallan las ondas e intervalos del ECG, las derivaciones más comunes y su relevancia clínica en la monitorización del estado cardiovascular. Además, se destaca la importancia de las señales de Sismocardiografía y Cardiografía por Impedancia como nuevos enfoques no invasivos para la detección de anomalías cardíacas, con el ECG como punto de referencia.

El tercer capítulo se concentra en el desarrollo del prototipo, abordando tanto el software utilizado para programar las diversas funciones del microcontrolador como el empleado para la visualización de las señales en dispositivos móviles. Además, se describe en detalle el hardware utilizado, identificando todos los componentes electrónicos esenciales para la creación del prototipo.

En el capítulo cuatro, se presenta el procesamiento digital de las señales, incluyendo el acondicionamiento digital y los algoritmos desarrollados para la detección de la onda R en el ECG, así como los puntos característicos AO, AC, MC, MO, MA y RE en el SCG, junto con los puntos B, C y X del ICG. Se analizan las ventajas y desventajas de estos procesos.

El capítulo cinco se dedica a la exposición de los resultados obtenidos con el prototipo, abarcando sus características físicas, el ancho de banda de los filtros digitales, la detección de las ondas R, AO, AC, MC, MO, MA, RE, B, C y X, así como su validación en relación con el cálculo de la frecuencia cardíaca del ECG. Se incluyen discusiones exhaustivas sobre cada uno de los resultados obtenidos.

Por último, en el sexto y último capítulo, se presentan las conclusiones derivadas de la culminación de esta investigación, resumiendo los hallazgos y destacando su relevancia en el contexto de la detección y monitorización de enfermedades cardíacas.

2. ANTECEDENTES Y ESTADO DEL ARTE

2.1 Actividad eléctrica del corazón

Cuando el impulso cardíaco atraviesa el corazón, la corriente eléctrica también se propaga desde el corazón hacia los tejidos adyacentes que lo rodean. Una pequeña parte de la corriente se propaga hacia la superficie corporal. Si se colocan electrodos en la piel en lados opuestos del corazón se pueden registrar los potenciales eléctricos que se generan por la corriente; el registro se conoce como electrocardiograma (ECG) [5].

Normalmente, las partes del corazón laten en una secuencia ordenada: primero la contracción de las aurículas (sístole auricular), después la contracción de los ventrículos (sístole ventricular) y, durante la diástole, las cuatro cavidades se relajan.

El latido cardíaco se origina en un sistema de conducción cardíaca especializado y se extiende por este sistema a todas las partes del miocardio. Las estructuras que conforman el sistema de conducción (Fig. 3) son: el nodo sinoauricular (nodo SA), las vías auriculares internodales, el nodo auriculoventricular (nodo AV), el haz de His y sus ramas, y el sistema de Purkinje [4].

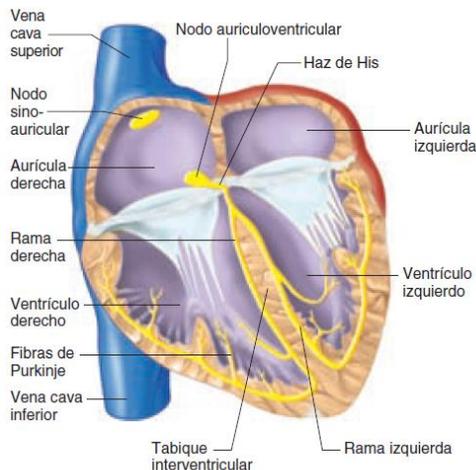


Fig. 3. Propagación normal de la actividad eléctrica en el corazón.[4].

En condiciones normales, las partes del miocardio son capaces de emitir una descarga espontánea. Sin embargo, el nodo sinoauricular descarga con más rapidez, con la despolarización que se extiende desde éste a las otras regiones antes que éstas emitan descargas espontáneas. Los impulsos generados en el nodo sinoauricular pasan por las vías auriculares hasta el nodo auriculoventricular; a través de este último, aquéllos van al haz de His y, por las ramas de éste, mediante el sistema de Purkinje, hacia el músculo ventricular [4].

El ECG normal (Fig. 4) está formado por una onda P, un complejo QRS y una onda T. Con frecuencia, aunque no siempre, el complejo QRS está formado por tres ondas separadas: la onda Q, la onda R y la onda S [5].

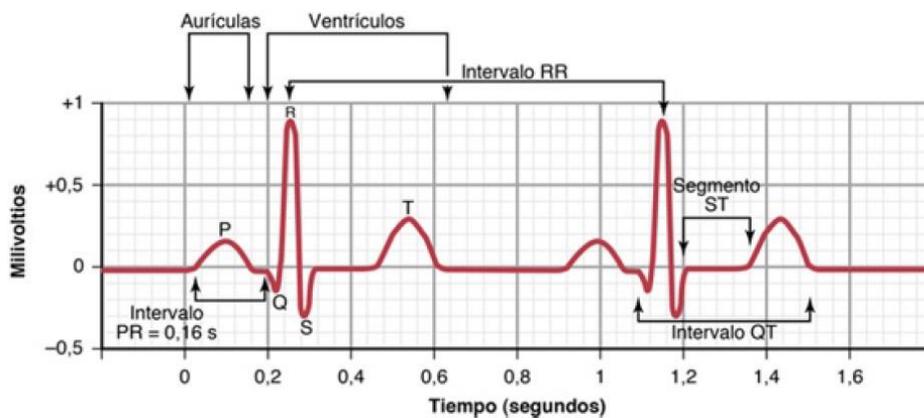


Fig. 4. Electrocardiograma normal [5].

2.2 Ondas, segmentos e intervalos del ECG

Onda P: Corresponde a la despolarización de las aurículas.

Intervalo PR: Se mide desde el inicio de la onda P hasta el comienzo del complejo QRS, exista o no onda Q (Fig. 5). Este intervalo mide el tiempo entre el comienzo de la activación del miocardio auricular y el ventricular. Representa el retraso fisiológico del impulso sinusal en el nodo AV. En condiciones normales la duración de este intervalo oscila entre 120-200 ms.

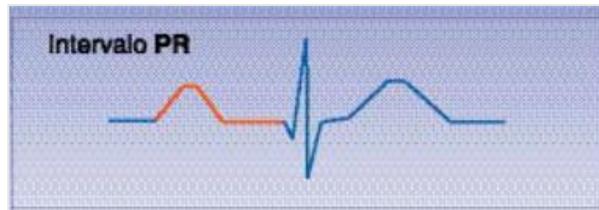


Fig. 5. Intervalo PR en el trazo ECG [11].

Complejo QRS: Representa la despolarización ventricular y repolarización auricular. Este complejo dura aproximadamente 80-100 ms (Fig. 6).

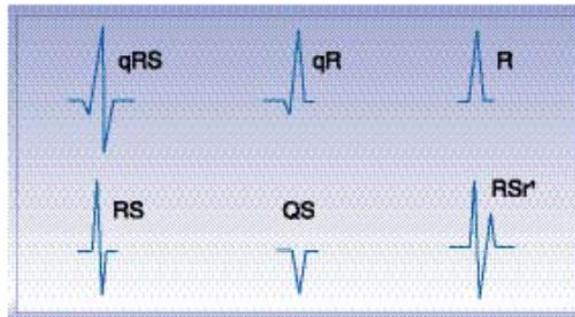


Fig. 6. Complejo QRS y sus variantes [11].

Segmento ST: Es el intervalo entre el final de la activación ventricular y el comienzo de la recuperación ventricular. El sitio de unión entre el complejo QRS y el segmento ST se conoce con el nombre de Punto "J" (*Junction point*). Este punto se utiliza para determinar si el segmento ST está elevado o deprimido con respecto a la línea base del ECG (Fig. 7). La duración normal de este segmento es de 320 ms.

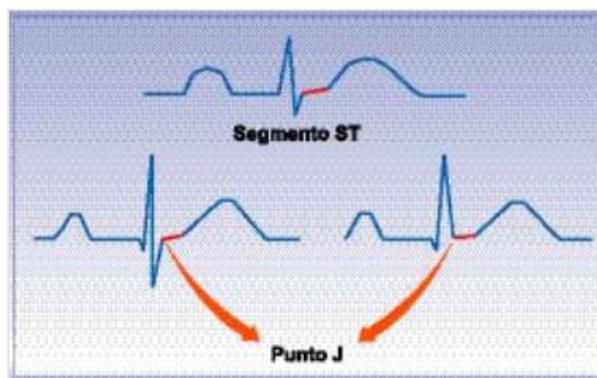


Fig. 7. Segmento ST y punto J [11].

Onda T: Señala la hiperpolarización ventricular.

Intervalo QT: Representa la despolarización ventricular más la repolarización ventricular. Su duración va de 400 - 430 ms (Fig. 8).

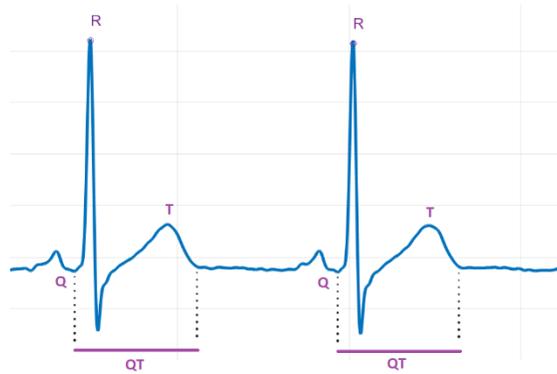


Fig. 8. Intervalo QT.

Intervalo RR: Corresponde al intervalo de tiempo entre la onda R de un complejo QRS y la onda R del siguiente complejo QRS (duración de un latido). Al dividir 60 segundos entre el intervalo RR se obtiene la frecuencia cardíaca por minuto con un ritmo ventricular regular (Fig. 9).

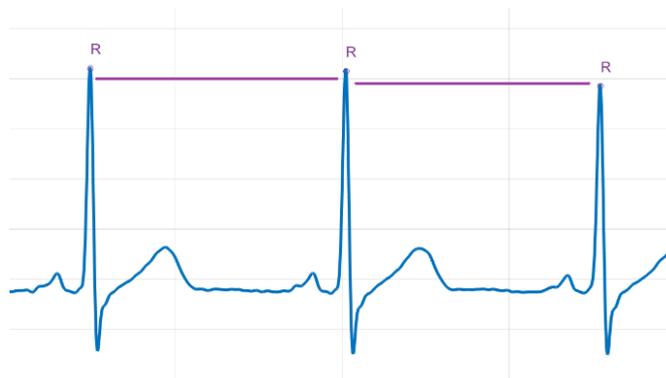


Fig. 9. Intervalo RR.

2.3 Derivaciones electrocardiográficas

Como las derivaciones estándar de extremidades son registros de diferencias de potencial entre dos puntos, la desviación de cada una de ellas en cada momento indica la magnitud y la dirección en el eje de la derivación de la fuerza electromotriz generada en el corazón (vector o eje cardiaco). El vector puede calcularse en cualquier momento

determinado en las dos dimensiones del plano frontal a partir de dos derivaciones estándar de cualquiera de las extremidades, si se asume que, las tres ubicaciones de las derivaciones forman los puntos de un triángulo equilátero (triángulo de Einthoven) y que el corazón se encuentra en el centro de éste [4].

En el ECG normal se emplean 12 derivaciones de acuerdo con la tabla 1, por lo que el mismo evento eléctrico se observa de forma simultánea desde los 12 puntos distintos, cada uno maximiza los eventos que ocurren en el miocardio más próximo.

Tabla 1. Derivaciones del ECG [12].

| Tipo de derivación | Electrodos | Definición |
|---------------------------------------|------------------------|--|
| Bipolares de extremidades (Einthoven) | LA, RA, LL, RL | $I = LA - RA$ $II = LL - RA$ $III = LL - LA$ |
| Aumentadas (Goldberger) | LA, RA, LL, RL | $aVR = RA - 0,5 (LA + LL)$ $aVL = LA - 0,5 (LL + RA)$ $aVF = LL - 0,5 (LA + RA)$ |
| Unipolares precordiales (Wilson) | V1, V2, V3, V4, V5, V6 | $V1 = v_1 - (LA + RA + LL) / 3$ $V2 = v_2 - (LA + RA + LL) / 3$ $V3 = v_3 - (LA + RA + LL) / 3$ $V4 = v_4 - (LA + RA + LL) / 3$ $V5 = v_5 - (LA + RA + LL) / 3$ $V6 = v_6 - (LA + RA + LL) / 3$ |

2.3.1 Derivaciones de extremidades o del plano frontal

Estas derivaciones son bipolares, porque detectan las variaciones eléctricas en dos puntos y ponen de manifiesto la diferencia. Las características del triángulo de Einthoven (Fig. 10) son [13]:

1. Es equilátero
2. Sus tres lados (DI, DII y DIII) equidistan del corazón.
3. Sus vértices corresponden a las raíces de los miembros: hombro derecho, hombro izquierdo y pubis.

4. El triángulo representa el plano frontal que pasa por el centro del corazón.
5. Todos los vectores que representan la actividad eléctrica cardíaca se sitúan en el centro eléctrico del corazón.

DI: Es una conexión entre los electrodos situados en el brazo izquierdo y en el brazo derecho.

DII: Es la conexión entre los electrodos situados en la pierna izquierda y el brazo derecho.

DIII: Es una conexión entre la pierna y el brazo izquierdos.

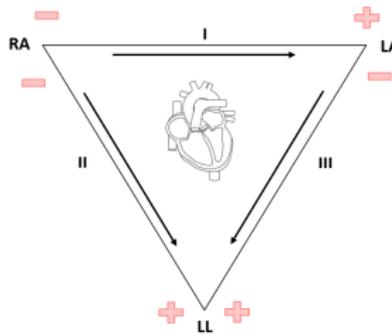


Fig. 10. Triángulo de Einthoven para las derivaciones bipolares [14].

2.3.2 Derivaciones aumentadas

Las derivaciones de extremidades aumentadas obtienen un gráfico de las fuerzas eléctricas registradas de una extremidad a la vez utilizando un punto nulo con un potencial relativo cero, por lo que son unipolares. Estas derivaciones, aVR, aVL y aVF (Fig. 11) proporcionan vistas adicionales en un trazado mediante la lectura de la diferencia de potencial a través del corazón en tres direcciones más en el plano frontal [14].

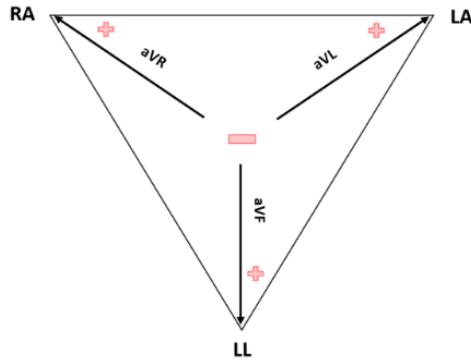


Fig. 11. Derivaciones aumentadas [14].

2.3.3 Derivaciones del plano transversal o precordiales

Las derivaciones unipolares precordiales V1 a V6 propuestas por Wilson, recogen la actividad eléctrica cardíaca en el plano transversal. En estas derivaciones la tensión se mide en seis posiciones en el pecho preestablecidas, V1 a V6, y la terminal central de Wilson (CTw). En la Fig. 12 se muestra la localización sobre el tórax de los electrodos en las derivaciones precordiales [12].

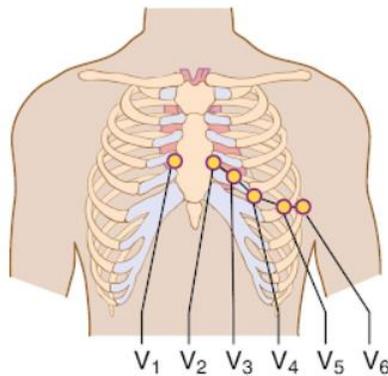


Fig. 12. Localización de los electrodos sobre el tórax de las derivaciones precordiales [15].

El ECG de 12 derivaciones es redundante ya que basta con tres derivaciones ortogonales para poder representar el vector cardíaco, por lo que se utiliza el conjunto de derivaciones quasi-ortogonales, como V6, aVF y V2, o D1, aVF y V2 para representar el eje X, Y y Z respectivamente de acuerdo con la Fig. 13.

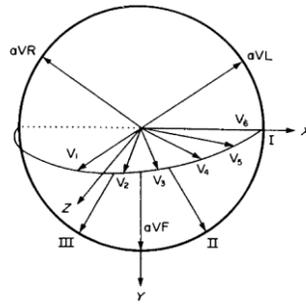


Fig. 13. Relación entre los vectores del ECG de 12 derivaciones y el ECG de derivaciones ortogonales [12].

2.4 Sismocardiograma

El Sismocardiograma (SCG) es una medición no invasiva de las vibraciones cardíacas transmitidas a la pared del pecho debido a las actividades mecánicas de éste [16]. En 1959 esto fue observado en [17], donde la influencia del sonido cardíaco casi desaparece a bajas frecuencias, lo que dificulta la interpretación de su correlación con las funciones cardíacas. Por lo tanto, se requirieron más estudios para confirmar el uso de los sonidos cardíacos para el diagnóstico y la evaluación de la función cardíaca.

Sin embargo, debido a las limitaciones tecnológicas y varios métodos competitivos, el SCG no obtuvo un uso clínico generalizado en el pasado. Sin embargo, el desarrollo de tecnologías modernas recientemente trajo de vuelta el interés por SCG. Además, en comparación con los métodos cardíacos existentes, SCG puede proporcionar una solución rentable con la ventaja añadida de un control regular y automatizado [18].

Después de un período de 26 años, el SCG se introdujo nuevamente en 1990 en EEUU para monitorear las vibraciones cardíacas [18]. Los registros fueron correlacionados con los cambios en la función ventricular izquierda (LV) aguda y crónica [19]. En 1994, la combinación de SCG y Ecocardiografía (ECHO) fue también evaluada [20] y las vibraciones cardíacas de baja frecuencia se convirtieron en un nicho prometedor de investigación.

En particular, SCG y Balistocardiograma (BCG) son las dos únicas técnicas que cubren ambos aspectos, es decir, las vibraciones del miocardio producidas por la contracción del músculo cardíaco y las vibraciones causadas por la circulación arterial resultante del flujo de sangre [21].

Si se utiliza un acelerómetro triaxial, los componentes BCG están presentes en los tres ejes, cada uno mostrando un patrón específico [22] (Fig. 14). Sin embargo, en la literatura, la mayoría de los estudios sobre SCG solo se enfocan en la amplitud del componente dorso-ventral, aunque es probable que también se pueda derivar información biológica adicional del análisis de los componentes SCG longitudinal y lateral, y del análisis de la trayectoria del vector aceleración durante el ciclo cardíaco [23].

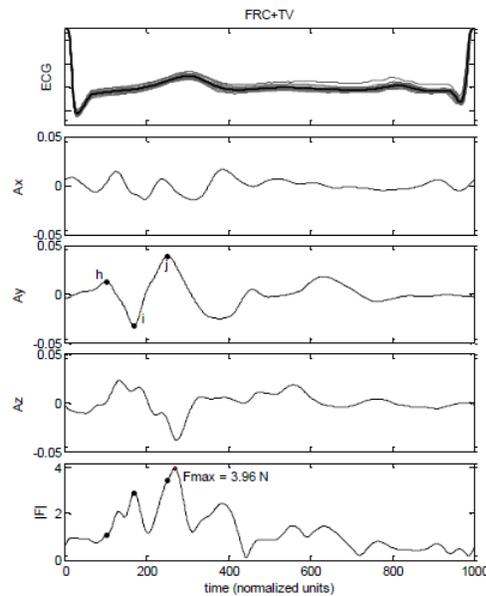


Fig. 14. De arriba a abajo: ECG latido a latido con trazo promediado; proyecciones de las aceleraciones del BCG en los 3 ejes anatómicos (de izquierda a derecha (X), pies a cabeza (Y), anteroposterior (Z) en m/s^2); Vector de fuerza (en Newton); Las ondas h i j están marcadas con un punto negro en el eje Y, así como en el vector de fuerza [22].

En la Fig. 15 es posible observar a la izquierda el conjunto promedio de 601 ciclos de SCG (abajo) y ECG (arriba) para un participante sano (31 años, 78 kg y 182 cm), donde la línea vertical es la aceleración en mili-g y la línea horizontal es el tiempo en ms. Las líneas delgadas son intervalos de 95 por ciento, la media y SCG se anota en función de los resultados de [24]. Mientras que a la derecha de la misma imagen se puede ver

el lugar anatómico desde donde se registra el SCG, el ventrículo derecho mira hacia el esternón y el punto desde donde se registra el SCG.

Estudios recientes han demostrado la posibilidad de adquirir el latido del corazón mediante el acelerómetro del teléfono móvil (m-SCG). La señal m-SCG (50 Hz) se adquiere durante 5 min mediante un teléfono inteligente colocado en el pecho. Se aplicaron ecuaciones newtonianas de cinemática y transformada wavelet continua a la señal de m-SCG para detectar la aparición del complejo sístole latido a latido [25].

El registro simultáneo de la SCG y el ECG indicó que los picos y valles del SCG corresponden a eventos fisiológicos conocidos, como la apertura de la válvula mitral (MO) y el cierre (MC), aceleración máxima de la sangre en la aorta (MA), la eyección sistólica rápida (RE), la apertura de la válvula aórtica (AO) y el cierre de la válvula aórtica (AC) (Fig. 15) [23] [26]. También se ha demostrado la utilidad del SCG para la estimación de intervalos cardiacos tales como el Período de Pre-Eyección (PEP) y el tiempo de eyección del ventrículo izquierdo (LVET) [27].

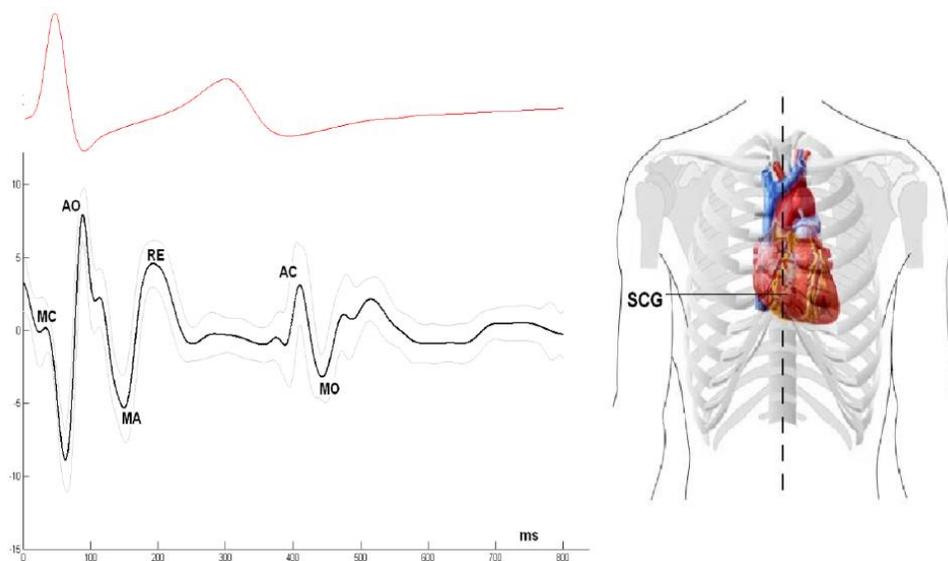


Fig. 15. Descripción de señal SCG y su relación con el ECG. MC: cierre de la válvula mitral, AO: apertura de la válvula aórtica, MA: aceleración máxima de la sangre en la aorta, RE: eyección sistólica rápida, AC: cierre de la válvula aórtica y MO: apertura de la válvula mitral [24].

Se han realizado estudios centrados en la aplicación del SCG en sujetos con enfermedades cardiovasculares. Las señales de SCG se utilizaron para el diagnóstico y monitorización de diferentes afecciones clínicas como la fibrilación auricular en [28][29] [30], [31], el flutter auricular [32], enfermedad valvular cardíaca [33], [34] [35], enfermedad arterial coronaria e isquemia [19] [29] [36], infarto de miocardio [37], insuficiencia cardíaca [38] [39] [40], cardiopatía estructural [35] y pruebas de esfuerzo [41]. Así se enfatiza la relevancia de investigar las señales de SCG como una herramienta fundamental en el abordaje terapéutico de las enfermedades previamente mencionadas.

2.5 Cardiografía por impedancia

La Cardiografía por Impedancia (ICG) consiste en la representación de las variaciones en la impedancia eléctrica en el tórax, causadas por el flujo sanguíneo. Estas alteraciones en la impedancia reflejan ciertos eventos que ocurren en el ventrículo izquierdo del corazón y estas mediciones pueden establecer relaciones significativas con el volumen sistólico, el cual es uno de los parámetros hemodinámicos cruciales para evaluar la función del corazón como una bomba eficaz [10].

El ICG se basa en la variabilidad de la impedancia eléctrica en los diversos tejidos del cuerpo humano. Cada tejido tiene una capacidad diferente para conducir electricidad, por ejemplo, el tejido graso, los huesos, los pulmones y los músculos son poco conductores eléctricos debido a su baja concentración de agua y electrolitos, lo que les da una alta resistencia eléctrica. En contraste, la sangre, rica en agua y electrolitos, es un excelente conductor eléctrico. Los cambios en la cantidad y distribución de la sangre en el tórax generan alteraciones en la impedancia en esa área específica del cuerpo humano. La ICG utiliza estas diferencias para obtener la impedancia en esa zona del cuerpo humano.

La medición de la impedancia se realiza introduciendo una corriente eléctrica dentro del rango de 20-200 kHz (Fig. 16), dado que los tejidos no muestran excitabilidad en

ese intervalo de frecuencia [42]. La amplitud de la corriente es inferior a 4 mA rms [43]. Las corrientes a estos niveles suelen ser necesarias para obtener una buena relación señal-ruido al registrar los pequeños cambios pulsátiles que se encuentran en el rango del 0.1 al 1% de la impedancia total. Posteriormente, se mide la tensión resultante y la relación entre la tensión y la corriente aplicada proporciona el valor de impedancia, denotado como “Z” [44].

La impedancia del tórax se mide longitudinalmente mediante cuatro electrodos de banda, como se muestra en la Fig. 17. Los pares de electrodos exteriores, se colocan un electrodo alrededor del abdomen y el otro en la parte superior del cuello.

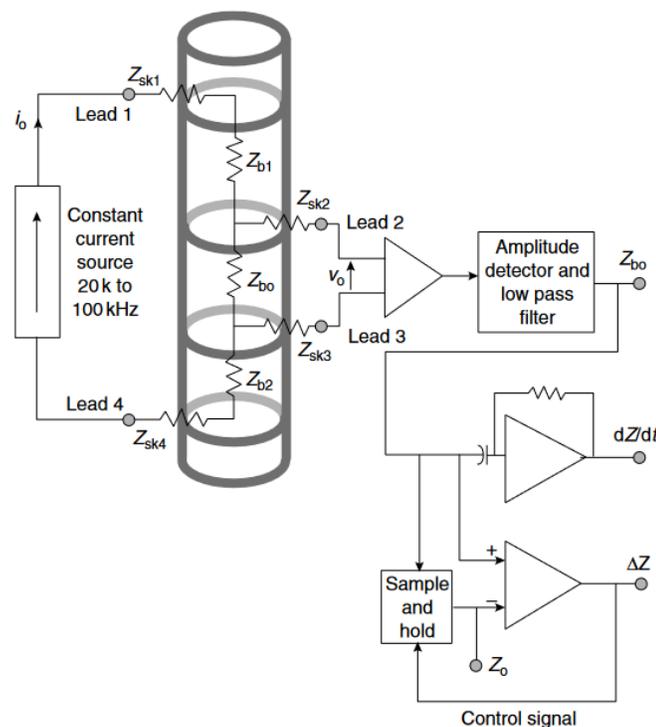


Fig. 16. Técnica de medición de la impedancia con cuatro electrodos y la instrumentación asociada [44].

En el caso del par de electrodos interno, un electrodo se coloca alrededor del tórax al nivel de la articulación xiphoid y el esternón, denominada articulación xiphi-sternal y el otro electrodo alrededor de la parte inferior del cuello [44]. En estudios recientes de ICG, los electrodos de banda son sustituidos por electrodos normales de ECG.

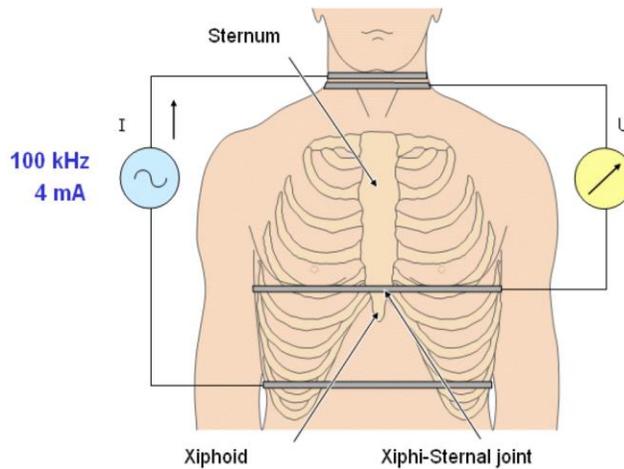


Fig. 17. Colocación de los electrodos de banda en la medición de la impedancia del tórax [44].

La Fig. 18 presenta una curva típica de impedancia torácica (Z), la primera derivada temporal (dZ/dt) y las curvas del ECG y Fonocardiograma (PCG). La curva de impedancia suele mostrarse de modo que una disminución de la impedancia significa un aumento de la magnitud del eje y. Esta convención de signos describe la admitancia (la facilidad en el que un circuito ofrece al paso de la corriente) cambiante, por ejemplo, una impedancia decreciente podría deberse a una cantidad creciente de sangre de baja impedancia en el tórax. La polaridad de la primera derivada es coherente con la curva de impedancia [44].

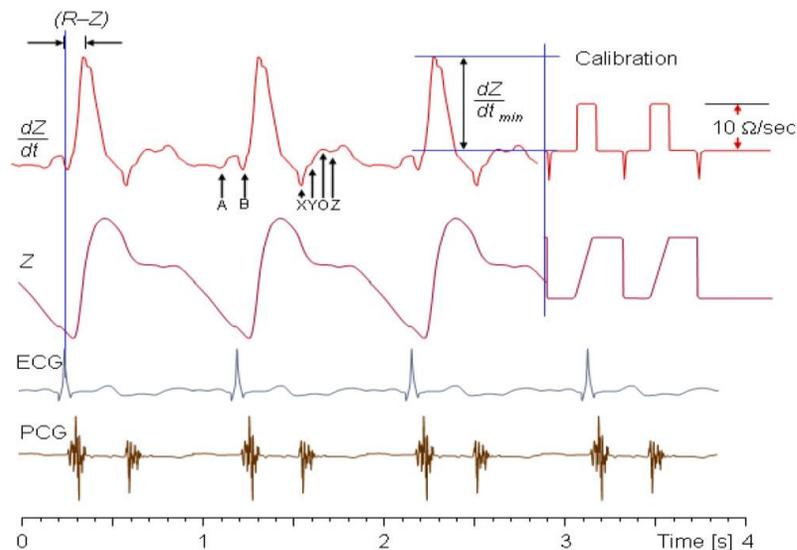


Fig. 18. Curva de Impedancia Torácica [44].

Se han llevado a cabo investigaciones enfocadas en la aplicación del ICG en individuos que padecen enfermedades cardiovasculares. Un ejemplo de ello es su uso en pacientes con insuficiencia cardíaca, una condición que requiere una evaluación regular de los parámetros hemodinámicos mediante el cateterismo de las cámaras cardíacas. Sin embargo, este procedimiento conlleva riesgos de complicaciones graves. Por lo tanto, en tales casos, se ha explorado la posibilidad de aplicar la ICG como una alternativa más segura [45].

Los estudios han demostrado que el ICG puede ser utilizada con éxito para reemplazar el cateterismo cardíaco como método diagnóstico en pacientes con insuficiencia cardíaca [45]. También, se ha observado que esta tecnología puede ser valiosa para predecir la progresión futura de la enfermedad en estos pacientes, como se evidencia en investigaciones realizadas por los mismos autores.

Además, se ha encontrado que la cardiografía por impedancia también puede desempeñar un papel beneficioso en la rehabilitación de personas que padecen insuficiencia cardíaca [46]. Estos avances indican el potencial de la ICG en la mejora de la atención y el seguimiento de los pacientes con afecciones cardíacas.

Existen una gran variedad de prototipos propuestos para medición de señales de origen cardíaco de forma ambulatoria. Uno de ellos es el propuesto por Martínez et. al [47], que miden tres derivaciones del ECG pero no incluyen a la ICG o el SCG. Otros como el propuesto por Landreani et al. [25], que miden el SCG a partir de un teléfono inteligente y que simultáneamente adquieren una derivación del ECG con el dispositivo Kino®, siendo un inconveniente para este dispositivo que requiere una sincronización manual de las señales por el usuario. Por otra parte, Sahoo et al. [48] proponen un dispositivo que registra una derivación de ECG y emplea cuatro acelerómetros posicionados en distintas áreas anatómicas según los lugares de auscultación valvular. Esto resulta en redundancia en la información adquirida, ya que se evidencia una mayor precisión en la detección de los puntos característicos en el acelerómetro ubicado en la válvula tricúspide, la cual está más cercana al esternón. Es en esta

ubicación donde existe consenso en la comunidad científica respecto a ser la más apropiada para el registro del SCG.

En resumen, no se encontraron dispositivos que permitieran medir de forma simultánea diferentes señales de relevancia clínica como el ECG, ICG y SCG. En esta tesis se propone el desarrollo de un dispositivo que permita adquirir 3 derivaciones quasi-ortogonales de ECG (DI, avF y V2), 3 ejes de SCG (x,y,z) y la señal de ICG, además de contar con una conexión inalámbrica con una aplicación para dispositivos Android y por último el procesamiento fuera de línea de estas señales para la obtención de puntos característicos asociados a procesos fisiológicos del corazón.

3. DESARROLLO DEL PROTOTIPO

3.1 Solución propuesta

La *American Heart Association* (AHA, por sus siglas en inglés) recomienda que el ancho de banda del ECG debe comprender de 0.05 Hz – 150 Hz [49], adicional a ésto, la AHA recomienda: impedancia de entrada diferencial >10 MΩ y modo común > 100 MΩ, rango de entrada de ± 5mV, DC offset con ± 300 mV y resolución de 10 μV.

Para el caso del SCG algunos autores han descrito la utilización de filtros pasa banda con frecuencias en: 0.8—35 Hz [50] ,0.8—25 Hz [51] ó 0.8—25 Hz [52] y frecuencias de muestreo en 256 Hz [53] , 248 Hz [54] ó 400 Hz [48].

En relación con la señal de ICG, algunos investigadores han sugerido la utilización de filtros Butterworth, el primero de segundo orden de paso alto con Fc de 0.1 Hz, seguido de uno de cuarto orden de paso bajo con Fc de 20 Hz y con una frecuencia de muestreo de 500 Hz [10]. Por otro lado, otros proponen la implementación de filtros activos pasa banda de 0.33—21.9 Hz [42] y frecuencia de muestreo a 1 KHz [55].

De manera general, la solución propuesta ante el planteamiento del problema y los objetivos presentados consiste en el desarrollo de un prototipo que cumpla con los requisitos de la tabla 2 que a continuación se muestra:

Tabla 2. Características del prototipo.

| Parámetro | ECG | SCG | ICG |
|--|--------------|------------|------------|
| <i>Canales</i> | D1, aVF y V2 | X, Y y Z | Z |
| <i>Ancho de banda</i> | 0.05-150 Hz | 0.05-30 Hz | 0.05-30 Hz |
| <i>Frecuencia de muestreo</i> | 1 kHz | | |
| <i>CMRR mayor de 80 dB en 50 Hz y 60 Hz.</i> | | | |
| <i>Alimentación con baterías.</i> | | | |
| <i>Portátil con tamaño, peso y consumo de corriente mínimos.</i> | | | |

El prototipo debe constar de cinco elementos fundamentales (Fig. 19), para cumplir con los objetivos propuestos. Estos elementos son:

1. Microcontrolador ESP32 de una familia de chips SoC de bajo costo y consumo de energía.
2. Circuito integrado ADS1294 de Texas Instruments de bajo consumo, 4 canales, convertidores analógico digital de 24 bits y módulo para adquisición del ECG.
3. Módulo MPU-9250 con un dispositivo MotionTracking de 9 ejes que combina un giroscopio de 3 ejes, un acelerómetro de 3 ejes, un magnetómetro de 3 ejes y un Digital Motion Processor™ (DMP), todo ello en un pequeño encapsulado de 3x3x1 mm.
4. Memoria micro SDHC de 32 GB marca Adata Clase 10.
5. Aplicación desarrollada en Android para teléfonos inteligentes que permita visualizar en tiempo real los valores de las señales de ECG, SCG e ICG.

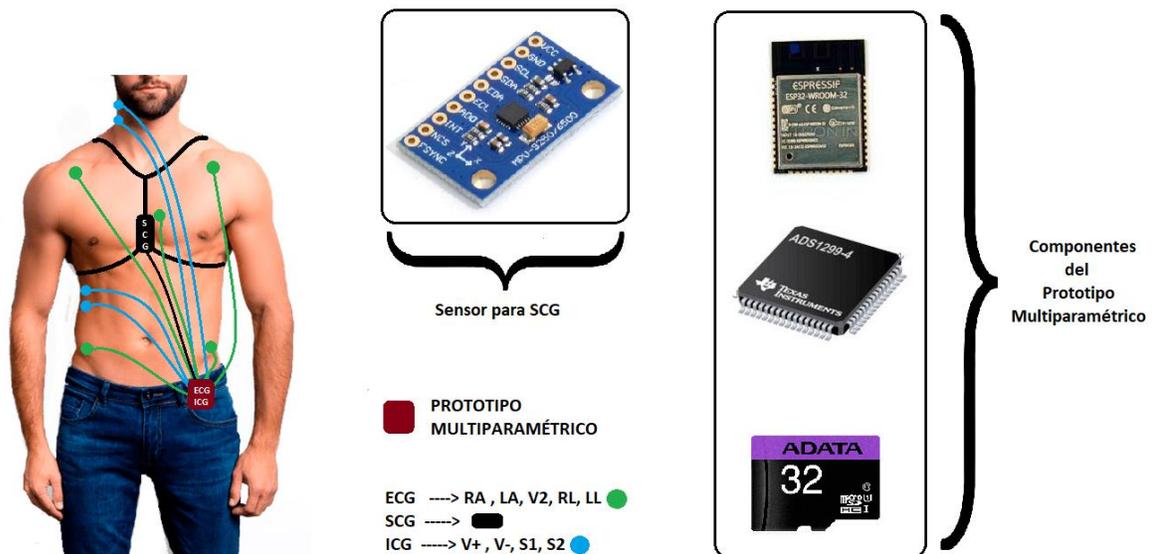


Fig. 19. Componentes principales del prototipo ECG, SCG e ICG.

3.1.1 Microcontrolador ESP32

El ESP32 está diseñado para aplicaciones móviles, de electrónica portátil e Internet de las Cosas (IoT). Presenta todas las características más avanzadas de los chips de bajo consumo, como la sincronización precisa del reloj, varios modos de alimentación y el escalado dinámico de potencia. Por ejemplo, en un escenario de aplicación de centro de sensores IoT de bajo consumo, ESP32 se activa periódicamente sólo cuando se detecta una condición específica. El ciclo de trabajo bajo se utiliza para minimizar la cantidad de energía que consume el chip. La salida del amplificador de potencia también es ajustable, lo que contribuye a un equilibrio óptimo entre el alcance de la comunicación, la velocidad de transmisión de datos y el consumo de energía.

El ESP32 es una solución altamente integrada para aplicaciones *IoT*, Wi-Fi y Bluetooth, con unos 20 componentes externos. ESP32 integra un conmutador de antena, un amplificador de potencia, un amplificador de recepción de bajo ruido, filtros y módulos de gestión de potencia. ESP32 utiliza CMOS para la radio y la banda base totalmente integradas en un solo chip, al tiempo que integra circuitos de calibración avanzados que permiten a la solución eliminar las imperfecciones de los circuitos externos o ajustarse a los cambios en las condiciones externas. De este modo, la producción en serie de soluciones ESP32 no requiere equipos de prueba Wi-Fi caros y especializados.

3.1.1.1 Diagrama a bloques

El diagrama a bloques de un ESP32 es la representación gráfica que descompone este sistema en sus componentes clave para una comprensión más clara de su estructura y funcionamiento. Aquí está una explicación general de los principales bloques que se encuentran en un diagrama a bloques de un ESP32 (Fig. 20).

1. **Unidad Central de Procesamiento (CPU):** Es la unidad de procesamiento principal del ESP32. La CPU es responsable de ejecutar las instrucciones del programa y coordinar todas las operaciones del dispositivo.
2. **Memoria *Flash*:** Esta memoria almacena el firmware del ESP32 y otros datos importantes, como programas y configuraciones. La memoria flash es no volátil, lo que significa que la información se mantiene incluso cuando se apaga el dispositivo.
3. **Interfaz Inalámbrica (Wi-Fi/Bluetooth):** Esta sección representa los módulos inalámbricos, como Wi-Fi y Bluetooth, que son componentes integrales de un ESP32. Estos módulos permiten la comunicación inalámbrica con otros dispositivos y redes.
4. **Periféricos:** Esta categoría incluye varios periféricos como UART, I2C, SPI, PWM, ADC y otros. Estos permiten la comunicación con otros dispositivos y la conexión a sensores y actuadores externos.
5. **Reloj y Temporizador:** El reloj y el temporizador son bloques que generan señales de reloj y permiten la programación y sincronización de diversas operaciones en el ESP32.
6. **Convertidores Analógico-Digital (ADC) y Digital-Analógico (DAC):** Estos bloques permiten la conversión de señales analógicas en digitales y viceversa, lo que es fundamental para el procesamiento de sensores analógicos y la generación de señales de salida analógicas.
7. **USB/UART:** Las interfaces USB y UART permiten la conexión del ESP32 a otros dispositivos a través de cables o comunicación serie.

8. **El Real-Time Clock (RTC):** Es un componente esencial del microcontrolador ESP32 que se utiliza para llevar un seguimiento del tiempo en tiempo real, incluso cuando el dispositivo se encuentra apagado o en un estado de bajo consumo de energía.

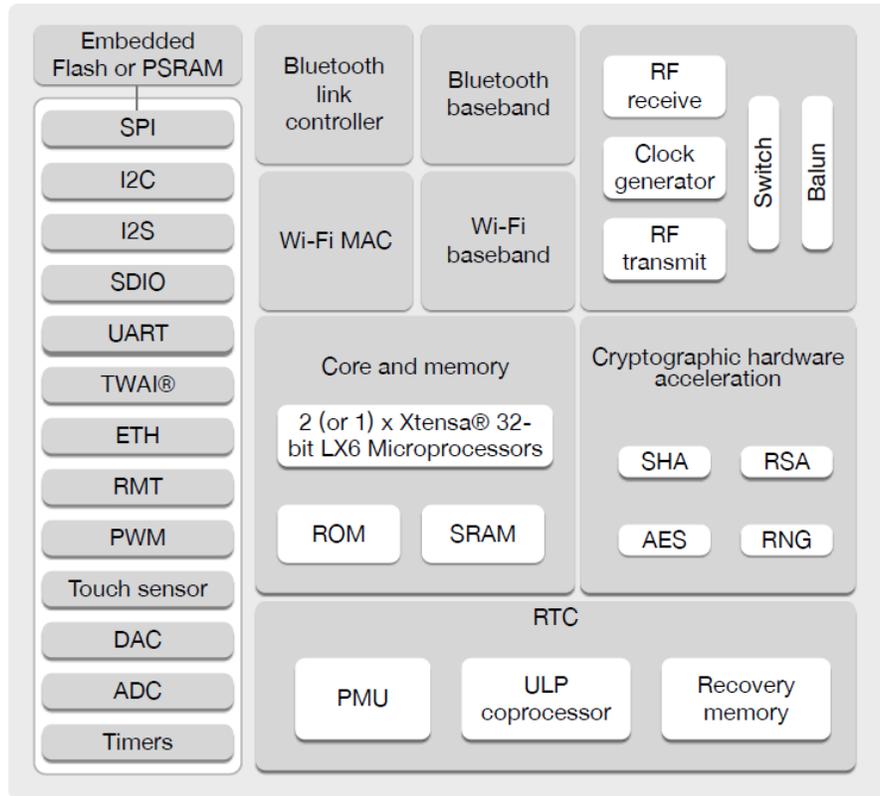


Fig. 20. Diagrama de bloques funcional [56].

3.1.1.2 Interfaz de Entrada/Salida de Propósito General (GPIO)

El ESP32 tiene 34 pines GPIO a los que se les pueden asignar varias funciones programando los registros apropiados. Hay varios tipos de GPIOs: sólo digitales, analógicos, capacitivos, etc. Los GPIOs analógicos y capacitivos pueden configurarse como GPIOs digitales. La mayoría de los GPIOs digitales pueden configurarse como *pull-up* o *pull-down* interno, o en alta impedancia. Cuando se configura como entrada, el valor de entrada se puede leer a través del registro. La entrada también puede configurarse como disparo por flanco o disparo por nivel para generar interrupciones de la CPU. La mayoría de los pines de entrada/salida digitales son bidireccionales, no

inversores y *tristate*, incluyendo *buffers* de entrada y salida con control *tristate*. Estos pines pueden multiplexarse con otras funciones, como SDIO, UART, SPI, etc.

3.1.1.3 Características principales del Bluetooth

Las características fundamentales del Bluetooth en un ESP32 son las siguientes [56]:

- **Compatibilidad con estándares:** El Bluetooth en ESP32 es compatible con las especificaciones Bluetooth v4.2 BR/EDR (Bluetooth clásico) y Bluetooth LE (Low Energy), lo que le permite conectarse a una amplia variedad de dispositivos.
- **Potencia de transmisión ajustable:** Puede funcionar como un transmisor de Clase 1, Clase 2 y Clase 3 sin necesidad de un amplificador de potencia externo, lo que proporciona flexibilidad en la intensidad de la señal que puede emitir.
- **Control de potencia mejorado:** Ofrece un control más efectivo de la potencia, lo que puede aumentar la eficiencia energética y la estabilidad de la conexión.
- **Potencia de transmisión:** El módulo puede transmitir señales con una potencia de hasta +9 dBm, lo que lo hace adecuado para aplicaciones de largo alcance.
- **Receptor sensible:** El receptor utiliza la tecnología NZIF y tiene una sensibilidad Bluetooth LE de -94 dBm, lo que significa que puede recibir señales débiles y funciona bien en entornos con interferencias.
- **Salto de frecuencia adaptativo (AFH):** Esta característica ayuda a evitar interferencias cambiando dinámicamente la frecuencia de comunicación.
- **Diversas opciones de interfaz HCI:** El módulo soporta múltiples interfaces HCI estándar, como SDIO, SPI y UART, lo que facilita la integración con otros dispositivos.

- Alta velocidad de comunicación: La interfaz HCI UART puede alcanzar velocidades de hasta 4 Mbps, lo que permite una transmisión de datos rápida y eficiente.
- Modo dual: El controlador es capaz de operar en modo dual, lo que significa que puede conectarse tanto a dispositivos Bluetooth clásicos (BR/EDR) como a dispositivos Bluetooth LE.
- Conexiones síncronas: Admite conexiones síncronas orientadas/extendidas (SCO/eSCO), lo que es crucial para aplicaciones de audio en tiempo real.
- Codificación de audio: Utiliza los códecs CVSD y SBC para la codificación de audio, asegurando una calidad de audio óptima.
- *Piconets* y *Scatternets*: Permite la formación de redes Bluetooth *Piconet* y *Scatternet*, lo que brinda flexibilidad en la topología de la red.
- Multiconexiones: Puede gestionar múltiples conexiones simultáneas tanto en Bluetooth clásico como en Bluetooth LE, lo que es útil en aplicaciones que requieren conectividad con varios dispositivos.
- Publicidad y exploración simultáneas: Puede realizar publicidad y exploración simultáneamente, lo que facilita la visibilidad y la detección de otros dispositivos Bluetooth.

Estas atribuciones convierten al Bluetooth incorporado en el ESP32 en una solución versátil y de gran eficacia para el establecimiento de comunicación inalámbrica con un teléfono inteligente a través de una aplicación desarrollada en el sistema operativo Android. Esta capacidad de conectividad inalámbrica permite un amplio abanico de escenarios de uso, lo que lo convierte en un componente valioso para la interacción y el intercambio de datos entre dispositivos.

3.1.1.4 Relojes y Temporizadores

El ESP32 cuenta con una variedad de opciones de reloj y temporizadores para ofrecer una gestión precisa y flexible del tiempo. Esto incluye un oscilador interno de 8 MHz con capacidad de calibración y un oscilador RC interno también calibrable. Además, dispone de la opción de utilizar un oscilador de cristal externo, con rangos de frecuencia de 2 MHz a 60 MHz (aunque se limita a 40 MHz cuando se utiliza en conjunto con funcionalidades Wi-Fi/Bluetooth). También se proporciona un oscilador de cristal externo de 32 kHz específicamente dedicado al RTC, con capacidad de calibración. En cuanto a temporizadores, el ESP32 ofrece dos grupos, cada uno con dos temporizadores de 64 bits y un *watchdog* principal. Adicionalmente, se dispone de un temporizador RTC dedicado, así como un *watchdog* RTC para mejorar la seguridad y la gestión de eventos en tiempo real. Estas características permiten una amplia gama de aplicaciones que requieren una precisión temporal y una gestión eficaz de eventos.

3.1.1.5 Interfaces periféricos avanzados

El ESP32 está equipado con una serie de interfaces periféricos avanzados que amplían significativamente su funcionalidad. Estas características incluyen 34 GPIO programables, un convertidor analógico-digital SAR de 12 bits con hasta 18 canales, dos convertidores digital-analógico de 8 bits, 10 sensores táctiles para entrada táctil, 4 puertos de comunicación SPI, 2 interfaces de audio I2S, 2 buses de comunicación I2C, 3 puertos UART para comunicación serie, una interfaz *host* para tarjetas de memoria SD/eMMC/SDIO, una interfaz esclava compatible con SDIO/SPI, una interfaz Ethernet MAC con DMA dedicado y soporte para IEEE 1588 para conectividad de red confiable, compatibilidad con el estándar ISO 11898-1 (CAN 2.0) a través de la interfaz TWAI, control de motores mediante PWM y soporte para sensores Hall. Estos periféricos avanzados brindan una amplia variedad de opciones para la interacción con otros dispositivos, sensores y redes.

3.1.1.6 Convertidor analógico-digital (ADC)

El ESP32 integra ADC (tabla 3) SAR de 12 bits y admite mediciones en 18 canales (pines analógicos habilitados). El coprocesador ULP del ESP32 también está diseñado para medir la tensión mientras funciona en modo de suspensión, lo que permite un bajo consumo de energía. La CPU puede ser despertado por un ajuste de umbral y/o a través de otros factores desencadenantes. Con los ajustes adecuados, los ADC se pueden configurar para medir el voltaje en 18 pines como máximo.

Tabla 3. Características ADC [56].

| Parámetro | Descripción | Min | Máx | Unidad |
|--|---|-----|-----|--------|
| DNL (no linealidad diferencial) | Controlador RTC; ADC conectado a capacitor externo 100nF; Señal de entrada DC; Temperatura ambiental a 25°C; Wifi & Bluetooth off | -7 | 7 | LSB |
| INL (no linealidad integral) | | -12 | 12 | LSB |
| Frecuencia de muestreo | Controlador RTC | -- | 200 | ksps |
| | Controlador DIG | -- | 2 | Msp |

Notas:

- Cuando el registro *atten* = 3 y el resultado de la medición es superior a 3000 (tensión a aprox. 2450 mV), la precisión del ADC será peor que la descrita en la tabla anterior.
- Para obtener mejores resultados de DNL, los usuarios pueden realizar varias pruebas de muestreo con un filtro o calcular el valor medio.

3.1.1.7 Controlador esclavo SDIO/SPI

El ESP32 integra una interfaz de dispositivo SD que se ajusta a la versión 2.0 de la especificación de tarjetas SDIO estándar del sector, y permite que un controlador *host* acceda al SoC, utilizando la interfaz y el protocolo del bus SDIO. ESP32 actúa como esclavo en el bus SDIO. El *host* puede acceder directamente a los registros de la interfaz SDIO y puede acceder a la memoria compartida a través de un motor DMA, maximizando así el rendimiento sin involucrar a los núcleos del procesador.

El controlador esclavo SDIO/SPI admite las siguientes características [56]:

- Modos de transferencia SPI, SDIO de 1 bit y SDIO de 4 bits en todo el rango de reloj de 0 a 50 MHz.
- Flanco de reloj de muestreo y conducción configurables.
- Registros especiales para acceso directo del *host*.
- Interrupciones al *host* para iniciar la transferencia de datos.
- Carga automática del bus SDIO y descarte automático de datos de relleno.
- Tamaño de bloque de hasta 512 bytes.
- Vectores de interrupción entre el *host* y el esclavo, permitiendo que ambos se interrumpan mutuamente.
- Admite DMA para transferencia de datos.

3.1.1.8 Interfaz periférica Serie (SPI)

El ESP32 dispone de tres SPIs (SPI, HSPI y VSPI) en modo esclavo y maestro en modos de comunicación de 1 línea *full-duplex* y 1/2/4 líneas *half-duplex*. Estos SPIs también soportan las siguientes características SPI de propósito general:

- Cuatro modos de formato de transferencia SPI, que dependen de la polaridad (CPOL) y la fase (CPHA) del reloj SPI.
- Hasta 80 MHz (La velocidad real que puede alcanzar depende de los *pads* seleccionados, trazado de PCB, características de los periféricos, etc.)
- Hasta 64 bytes FIFO.

Todos los SPIs también se pueden conectar a la *flash*/SRAM externa y LCD. Cada SPI puede ser servido por controladores DMA.

3.1.2 ADS1294

El ADS1294 es parte de una familia de avanzados convertidores analógico-digitales (ADC) de 24 bits, con muestreo simultáneo y tecnología delta-sigma ($\Delta\Sigma$). Estos dispositivos cuentan con amplificadores de ganancia programables (PGA), referencia interna y un oscilador integrado.

Este componente está especialmente diseñado para satisfacer las exigencias de aplicaciones médicas, como el registro de electrocardiogramas y electroencefalogramas. Con su alto grado de integración y rendimiento sobresaliente, el ADS1294 posibilita la creación de sistemas de instrumentación médica estándar que son escalables y, al mismo tiempo, más compactos, eficientes en el consumo de energía y económicos.

El ADS1294 incluye un multiplexor (*mux*) de entrada por canal, lo que permite una conexión independiente a señales internas para la detección de pruebas, medición de temperatura y la identificación de falso contacto de los electrodos (*lead-off*).

Además, se puede seleccionar cualquier configuración de canales de entrada para la derivación de la señal de salida de accionamiento de la pierna derecha. El ADS1294 funciona a velocidad de datos de hasta 32 kSPS, lo que permite implementar la detección de paso por software. La detección de desconexión puede implementarse internamente en el dispositivo, ya sea con una resistencia *pullup* o *pulldown*, o con una fuente de corriente de excitación.

El dispositivo cuenta con tres amplificadores integrados que generan la terminal central de Wilson y la terminal central de Goldberger (*GCT*, por sus siglas en inglés) necesarios para llevar a cabo un ECG estándar de 12 derivaciones.

Es por estas cualidades que el ADS1294 es un elemento indispensable en aplicaciones médicas y de investigación, así como para el prototipo implementado.

3.1.2.1 Diagrama a bloques del ADS1294

El ADS1294 está equipado con 4 canales de muestreo simultáneo, cada uno de los cuales incorpora un filtro RC diseñado para contrarrestar la interferencia electromagnética. A continuación, se encuentra un conjunto de multiplexores que ofrecen diversas opciones de configuración mediante la conmutación de interruptores. Estas configuraciones se llevan a cabo a través de software al asignar valores adecuados a una serie de registros que se describen más adelante en el documento. Siguiendo a los multiplexores, se dispone de una serie de amplificadores con ganancia programable que acondicionan la señal.

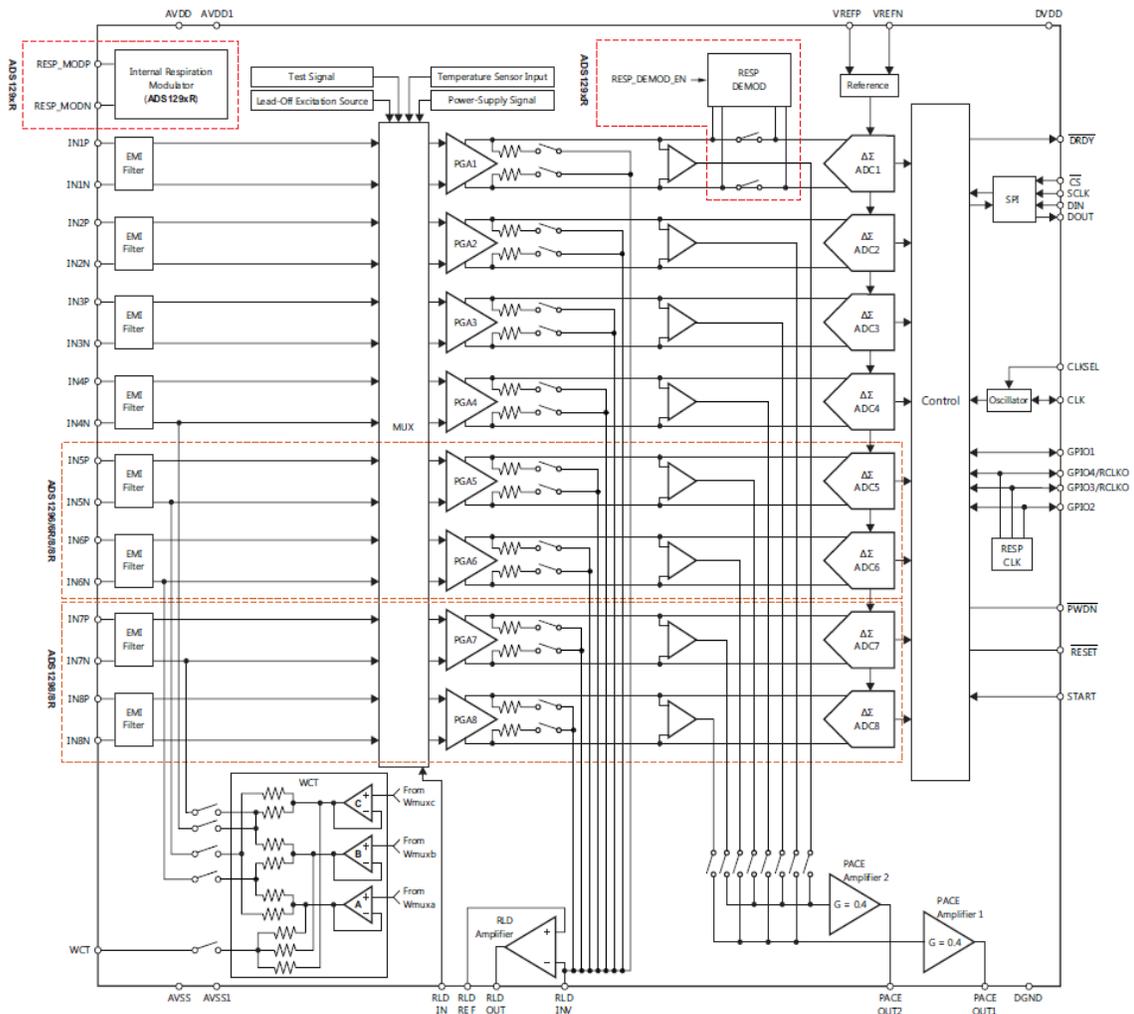


Fig. 21. Diagrama a bloques del ADS1294 [57].

La salida de cada canal de amplificación se distribuye tanto al convertidor analógico digital Delta-sigma como al circuito de pierna derecha, lo que contribuye a la reducción del ruido en modo común, como se ilustra en la Fig. 21. Una vez que la señal ha sido digitalizada, pasa por un bloque de control que la prepara para su posterior transmisión a través de la interfaz SPI. En el contexto de este proyecto, se emplearán el terminal central de Wilson y la terminal central de Goldberger.

3.1.2.2 Registros del ADS1294

La configuración del ADS1294 implica asignar valores a una serie de registros, y estos valores variarán según el modo de funcionamiento deseado. En la Tabla 4 se presentan estos registros, que incluyen configuraciones generales y específicas para cada canal de adquisición, junto con las direcciones de memoria en las que se ubican estos registros.

Tabla 4. Registros de configuración AD21294 [57].

| 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 | DEV_ID7 | DEV_ID6 | DEV_ID5 | 1 | 0 | DEV_ID2 | DEV_ID1 | DEV_ID0 |
| GLOBAL SETTINGS ACROSS CHANNELS | | | | | | | | | | |
| 01h | CONFIG1 | 06 | HR | DAISY_EN | CLK_EN | 0 | 0 | DR2 | DR1 | DR0 |
| 02h | CONFIG2 | 40 | 0 | 0 | WCT_CHOP | INT_TEST | 0 | TEST_AMP | TEST_FREQ1 | TEST_FREQ0 |
| 03h | CONFIG3 | 40 | PD_REFBUF | 1 | VREF_4V | RLD_MEAS | RLDREF_INT | PD_RLD | RLD_LOFF_SENS | RLD_STAT |
| 04h | LOFF | 00 | COMP_TH2 | COMP_TH1 | COMP_TH0 | VLEAD_OFF_EN | ILEAD_OFF1 | ILEAD_OFF0 | FLEAD_OFF1 | FLEAD_OFF0 |
| CHANNEL-SPECIFIC SETTINGS | | | | | | | | | | |
| 05h | CH1SET | 00 | PD1 | GAIN12 | GAIN11 | GAIN10 | 0 | MUX12 | MUX11 | MUX10 |
| 06h | CH2SET | 00 | PD2 | GAIN22 | GAIN21 | GAIN20 | 0 | MUX22 | MUX21 | MUX20 |
| 07h | CH3SET | 00 | PD3 | GAIN32 | GAIN31 | GAIN30 | 0 | MUX32 | MUX31 | MUX30 |
| 08h | CH4SET | 00 | PD4 | GAIN42 | GAIN41 | GAIN40 | 0 | MUX42 | MUX41 | MUX40 |
| 09h | CH5SET ⁽¹⁾ | 00 | PD5 | GAIN52 | GAIN51 | GAIN50 | 0 | MUX52 | MUX51 | MUX50 |
| 0Ah | CH6SET ⁽¹⁾ | 00 | PD6 | GAIN62 | GAIN61 | GAIN60 | 0 | MUX62 | MUX61 | MUX60 |
| 0Bh | CH7SET ⁽¹⁾ | 00 | PD7 | GAIN72 | GAIN71 | GAIN70 | 0 | MUX72 | MUX71 | MUX70 |
| 0Ch | CH8SET ⁽¹⁾ | 00 | PD8 | GAIN82 | GAIN81 | GAIN80 | 0 | MUX82 | MUX81 | MUX80 |
| 0Dh | RLD_SENSP ⁽²⁾ | 00 | RLD8P ⁽¹⁾ | RLD7P ⁽¹⁾ | RLD6P ⁽¹⁾ | RLD5P ⁽¹⁾ | RLD4P | RLD3P | RLD2P | RLD1P |
| 0Eh | RLD_SENSN ⁽²⁾ | 00 | RLD8N ⁽¹⁾ | RLD7N ⁽¹⁾ | RLD6N ⁽¹⁾ | RLD5N ⁽¹⁾ | RLD4N | RLD3N | RLD2N | RLD1N |
| 0Fh | LOFF_SENSP ⁽²⁾ | 00 | LOFF8P | LOFF7P | LOFF6P | LOFF5P | LOFF4P | LOFF3P | LOFF2P | LOFF1P |
| 10h | LOFF_SENSN ⁽²⁾ | 00 | LOFF8N | LOFF7N | LOFF6N | LOFF5N | LOFF4N | LOFF3N | LOFF2N | LOFF1N |
| 11h | LOFF_FLIP | 00 | LOFF_FLIP8 | LOFF_FLIP7 | LOFF_FLIP6 | LOFF_FLIP5 | LOFF_FLIP4 | LOFF_FLIP3 | LOFF_FLIP2 | LOFF_FLIP1 |
| LEAD-OFF STATUS REGISTERS (READ-ONLY REGISTERS) | | | | | | | | | | |
| 12h | LOFF_STATP | 00 | IN8P_OFF | IN7P_OFF | IN6P_OFF | IN5P_OFF | IN4P_OFF | IN3P_OFF | IN2P_OFF | IN1P_OFF |
| 13h | LOFF_STATN | 00 | IN8N_OFF | IN7N_OFF | IN6N_OFF | IN5N_OFF | IN4N_OFF | IN3N_OFF | IN2N_OFF | IN1N_OFF |
| GPIO AND OTHER REGISTERS | | | | | | | | | | |
| 14h | GPIO | 0F | GPIO4 | GPIO3 | GPIO2 | GPIO1 | GPIOC4 | GPIOC3 | GPIOC2 | GPIOC1 |
| 15h | PACE | 00 | 0 | 0 | 0 | PACEE1 | PACEE0 | PACEO1 | PACEO0 | PD_PACE |
| 16h | RESP | 00 | RESP_DEMOD_EN1 | RESP_MOD_EN1 | 1 | RESP_PH2 | RESP_PH1 | RESP_PH0 | RESP_CTRL1 | RESP_CTRL0 |
| 17h | CONFIG4 | 00 | RESP_FREQ2 | RESP_FREQ1 | RESP_FREQ0 | 0 | SINGLE_SHOT | WCT_TO_RLD | PD_LOFF_COMP | 0 |
| 18h | WCT1 | 00 | aVF_CH6 | aVL_CH5 | aVR_CH7 | aVR_CH4 | PD_WCTA | WCTA2 | WCTA1 | WCTA0 |
| 19h | WCT2 | 00 | PD_WCTC | PD_WCTB | WCTB2 | WCTB1 | WCTB0 | WCTC2 | WCTC1 | WCTC0 |

3.1.2.3 Circuito de pierna derecha

El multiplexor de entrada (Fig. 21) cuenta con funcionalidades específicas para la señal de activación de la pierna derecha (*RLD*, por sus siglas en inglés). La señal *RLD* se encuentra disponible en el pin *RLDOUT* después de elegir los canales pertinentes para la derivación RLD. Según la información de la Tabla 4, los registros *RLD_SENSP*, *RLD_SENSN*, *CONFIG3* y *CHnSET* son los registros apropiados para realizar esta selección.

Puede ajustarse la tensión de referencia para el RLD de dos maneras: generando una referencia internamente ($[AVDD + AVSS] / 2$) o proporcionando una referencia externa mediante un divisor resistivo. La elección entre una referencia interna o externa para el bucle RLD se determina configurando el valor correspondiente en el bit *RLDREF_INT* del registro *CONFIG3*, tal como se ilustra en la parte inferior de la Fig. 22.

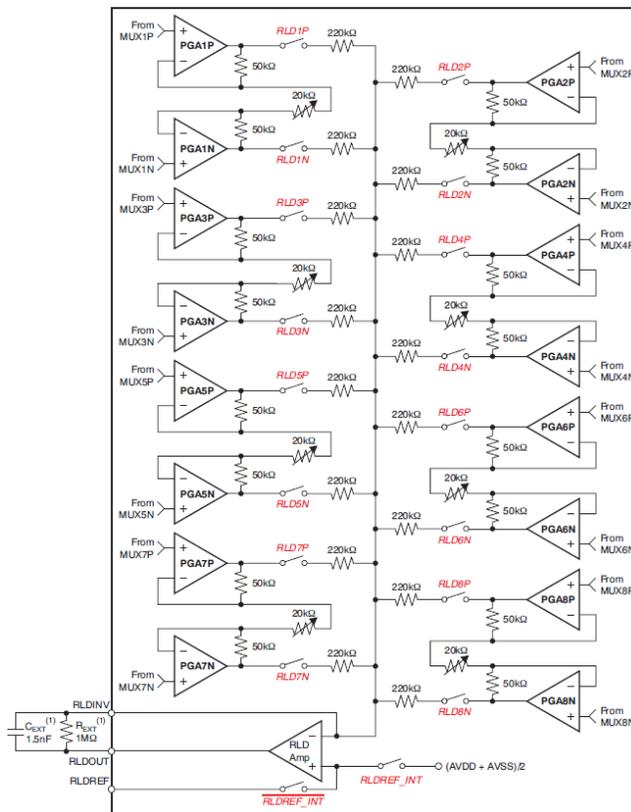


Fig. 22. Circuito de pierna derecha y sus registros de configuración [57].

Los pines *RLDOUT* y *RLDINV* están interconectados mediante un circuito RC que, al estar enlazado a las terminales del amplificador, opera en calidad de filtro activo de atenuación de alta frecuencia (paso-bajo).

3.1.2.4 Acondicionamiento y amplificación del ECG

El Amplificador de Ganancia Programable (*PGA*, por sus siglas en inglés) es un amplificador que opera tanto en la entrada como en la salida, manejando señales en modo diferencial. Ofrece siete opciones de ajuste de ganancia (1, 2, 3, 4, 6, 8 y 12), que se pueden configurar seleccionando el valor adecuado en el registro *CHnSET*, como se detalla en la tabla 4. La señal amplificada se envía hacia un Convertidor Analógico-Digital (ADC), tal como se ilustra en la Fig. 23.

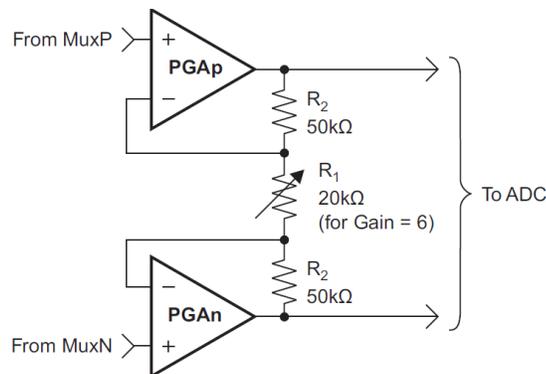


Fig. 23. Implementación del PGA [57].

Al seleccionar la ganancia, es importante tener en consideración que a medida que se aumenta la ganancia, se reduce el ancho de banda, como se detalla en la Tabla 5.

Tabla 5. Relación ganancia- ancho de banda para el AD21294 [57].

| GAIN | NOMINAL BANDWIDTH AT ROOM TEMPERATURE (kHz) |
|------|---|
| 1 | 237 |
| 2 | 146 |
| 3 | 127 |
| 4 | 96 |
| 6 | 64 |
| 8 | 48 |
| 12 | 32 |

3.1.2.5 Terminal Central de Wilson (*WCT*)

Para obtener las derivaciones precordiales, es esencial contar con un voltaje conocido como Terminal Central de Wilson (*WCT*, por sus siglas en inglés), que se define como el promedio de los potenciales medidos en los electrodos RA, LA y LL. Este voltaje se emplea como referencia para las mediciones cercanas al corazón. Como se ilustra en la Fig. 24, el ADS1294 incorpora tres amplificadores de bajo ruido destinados a la generación del voltaje de la pierna derecha, y a través de los registros *WCT1*, *WCT2* y *WCT3* se configura la ruta para establecer dicho circuito. Esta configuración permite la creación de una ruta flexible que puede adaptarse a las necesidades del usuario.

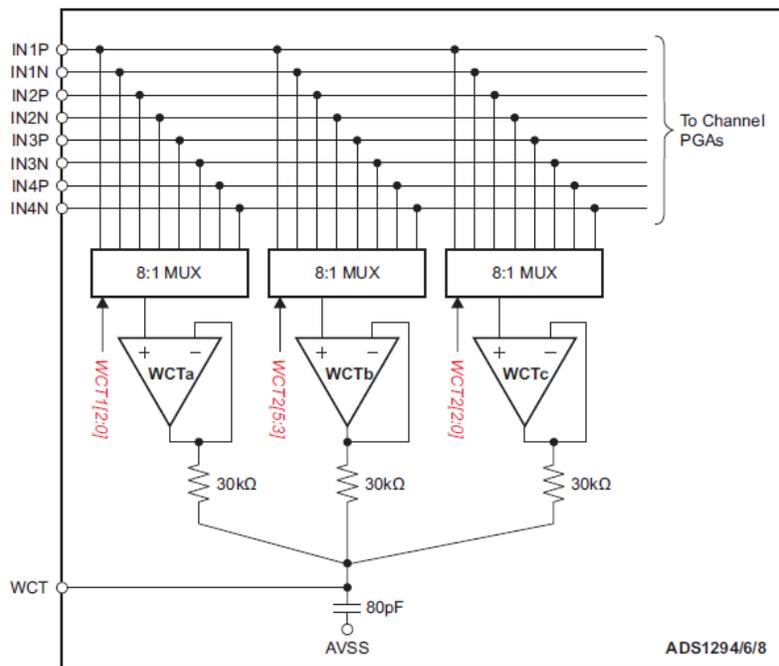


Fig. 24. Circuito de *WCT* [57]

El ADS1294 proporciona la capacidad de enviar cualquiera de las ocho señales disponibles (IN1P a IN4N) a cada uno de los amplificadores con el propósito de calcular la media. Esta versatilidad permite la conexión de los electrodos RA, LA y LL a cualquiera de las entradas de los primeros cuatro canales, adaptándose a la configuración del cableado.

3.1.2.6 Derivaciones aumentadas

Los mismos tres amplificadores que se emplean para producir la señal WCT también se utilizan para generar la Terminal Central de Goldberger (GCT, por sus siglas en inglés).

En la Fig. 25, se presenta un ejemplo de cómo se crean derivaciones aumentadas en el dominio analógico. En esta aplicación, se emplean más de ocho canales para generar las 12 derivaciones estándar.

Sin embargo, en el ADS1294, esta característica no está disponible de forma directa. No obstante, es posible seleccionar pares de electrodos necesarios para cada derivación mediante los registros WCT1 y WCT2, dependiendo de la derivación que se desee obtener. Para este proyecto, se optó por configurar el sistema para obtener aVF.

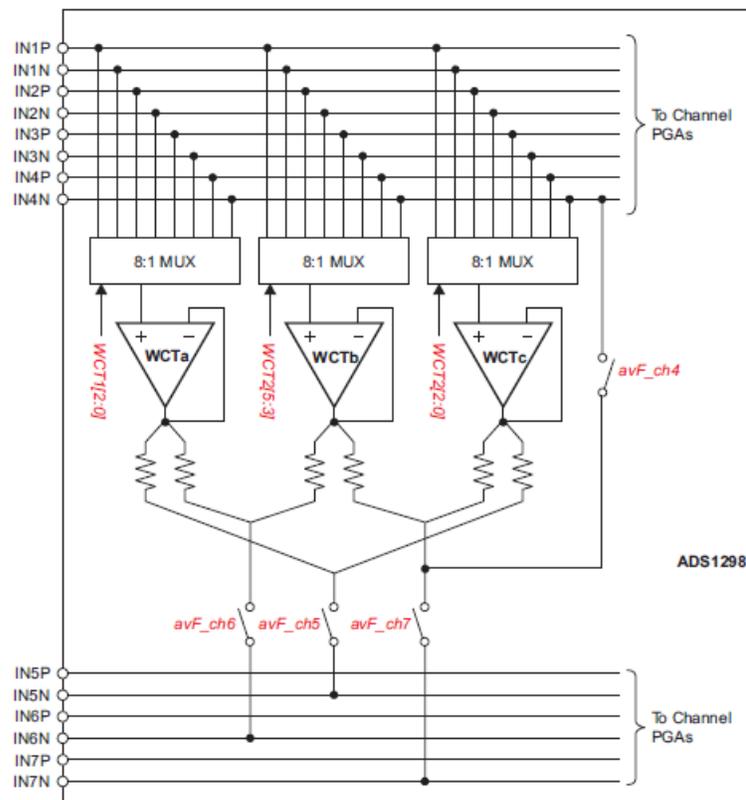


Fig. 25. Terminal Central de Goldberger [57].

3.1.2.7 Alimentación ADS1294

El ADS1294 dispone de dos fuentes de alimentación: en primer lugar, la alimentación analógica (AVDD-AVSS), cuyo rango de operación oscila entre 2.7 V y 5.25 V, medido entre sus dos terminales, y en segundo: la fuente de alimentación digital (DVDD-DGND), con un rango de operación entre 1.65 V y 2.6 V, medido de igual manera entre sus terminales. Adicionalmente, el fabricante proporciona una fuente adicional denominada AVDD1 que suministra energía a un bloque de bomba de carga, por lo que se sugiere conectar AVDD1 y AVSS1 a AVDD y AVSS, respectivamente.

El fabricante recomienda dos configuraciones: la conexión unipolar y la conexión bipolar, siempre y cuando se mantengan dentro de los rangos de funcionamiento mencionados anteriormente. En ambos casos, se aconseja el uso de capacitores en los pines de referencia VREFP, VREFN, así como en los pines VCAP1, VCAP2, VCAP3, VCAP4, WTC, AVDD y DVDD, ubicados lo más cerca posible del ADS1294 de acuerdo con lo indicado en la Fig. 26.

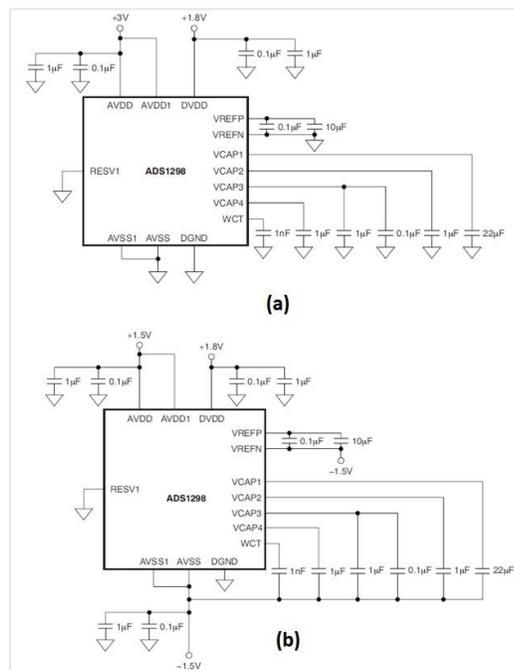


Fig. 26. Tipos de configuración para fuente de alimentación recomendados por el fabricante. a) Modo fuente unipolar. b) Modo fuente bipolar [57].

Para llevar a cabo este proyecto, se ha optado por la configuración unipolar con una fuente de alimentación de 3.3 V. Esta fuente será suministrada por una batería de litio-polímero (LiPo) que tiene una tensión nominal de 3.7 V (Fig. 27), una capacidad máxima de 2500 miliamperios-hora (mAh), una potencia de 9.25 vatios-hora (Wh) y una vida útil de al menos 800 ciclos de carga y descarga. Para regular esta fuente, se utilizará el circuito integrado MCP1702, el cual pertenece a una familia de reguladores de tensión CMOS LDO que pueden proporcionar hasta 250 mA, consumiendo tan solo 2.0 μ A en modo de reposo (valor típico).



Fig. 27. Batería recargable LiPo 3.7v.

3.1.2.8 Reloj ADS1294

El ADS1294 necesita una señal de reloj para operar, y esta señal se puede suministrar a través de dos métodos de sincronización: utilizando un oscilador interno o mediante una fuente externa a través del pin 37 (SCLK). El fabricante sugiere el uso del oscilador interno en sistemas con bajo consumo de energía alimentados por baterías. Esta elección se basa en la reducción de las interferencias en la señal analógica, que son causadas por las transiciones bruscas inherentes a una señal de temporización digital.

Además, el uso del oscilador interno minimiza el número de componentes, simplifica la complejidad del circuito y disminuye el consumo de energía. Por lo tanto, en el ADS1294 se ha seleccionado el oscilador interno.

Para habilitar el oscilador interno, es necesario configurar el pin 52 (CLKSEL) en estado alto (1 lógico) y asegurarse de que el bit CLK_EN en el registro CONFIG1 permanezca en cero.

3.1.2.9 Protocolo de comunicación SPI del ADS1294

La interfaz serial compatible con SPI está compuesta por cuatro señales: CS, SCLK, DIN y DOUT (Fig. 28). Esta interfaz se encarga de leer datos de conversión, acceder a registros tanto para lectura como escritura, y gestionar el funcionamiento del dispositivo ADS1294. La señal de salida DRDY se emplea para señalar que los datos están preparados. DRDY pasa a un estado bajo cuando hay nuevos datos disponibles.

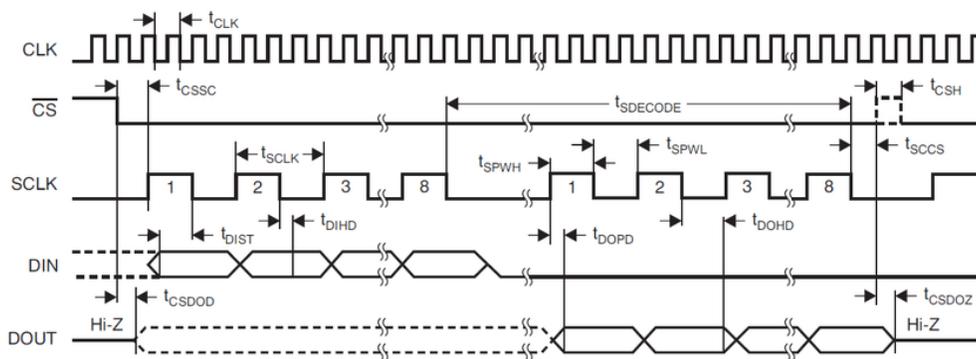


Fig. 28. Diagrama de tiempos para interfaz SPI.

Para lograr una comunicación precisa con el ADS1294, es necesario asegurarse de que el período mínimo de la señal de reloj (SCLK) cumpla con las especificaciones del fabricante. Este período debe ser de al menos 50 ns o 66 ns, dependiendo de la fuente de alimentación utilizada.

En este proyecto, hemos configurado la señal SCLK a 1 MHz, lo que equivale a un período de 100 ns. Esta elección se hizo con la intención de contar con un margen de seguridad suficiente para reducir el riesgo de pérdida de datos.

3.1.2.10 Comando del ADS1294

El ADS1294 ofrece un sistema de configuración altamente adaptable. Los comandos *Opcode*, que se describen de manera resumida en la tabla 6, desempeñan un papel central en el control y la configuración del funcionamiento del ADS1294. Los comandos *Opcode* son, en su mayoría, independientes, con la excepción de aquellas operaciones que necesitan un segundo byte de comando junto con los datos correspondientes.

Tabla 6. Definición de los comandos Opcode [57].

| COMANDO | DESCRIPCIÓN | 1er. BYTE | 2do. BYTE |
|---|---|-------------------|-------------|
| COMANDOS DE SISTEMA | | | |
| WAKEUP | Despertar del modo de espera | 0000 0010 (02h) | -- |
| STANDBY | Entrar en modo de espera | 0000 0100 (04h) | -- |
| RESET | Reinicio del dispositivo | 0000 0110 (06h) | -- |
| START | Iniciar/reiniciar (sincronizar) conversiones | 0000 1000 (08h) | -- |
| STOP | Detener conversión | 0000 1010 (0Ah) | -- |
| COMANDOS DE LECTURA DE DATOS | | | |
| RDATAc | Activar modo continuo de lectura de datos | 0001 0000 (10h) | -- |
| SDATAc | Detener modo continuo de lectura de datos | 0001 0001 (11h) | -- |
| RDATA | Lectura de datos por comando; admite lectura múltiple. | 0001 0010 (12h) | -- |
| COMANDOS DE LECTURA DE REGISTROS | | | |
| RREG | Leer n $nnnn$ registros comenzando en la dirección r $rrrr$ | 001r $rrrr$ (2xh) | 000n $nnnn$ |
| WREG | Escribir n $nnnn$ registros comenzando en la dirección r $rrrr$ | 010r $rrrr$ (4xh) | 000n $nnnn$ |

El pin START se utiliza para iniciar la conversión analógico-digital cuando se cambia a un estado alto, y al regresar a un estado bajo, se detiene la conversión (lo que equivale

al comando STOP). El pin PDWN debe mantenerse en un nivel alto para encender completamente el dispositivo ADS1294 y, en contraposición, en un nivel bajo para apagarlo por completo. En condiciones normales de operación, el pin RESET debe permanecer en nivel alto, pero si se cambia a un nivel bajo, restablecerá los registros del ADS1294 a sus valores predeterminados de fábrica. Los comandos específicos para la lectura de datos se emplean para adquirir los resultados de la conversión analógico-digital.

Este procedimiento puede llevarse a cabo de manera constante utilizando el comando RDATAAC, que permite establecer la frecuencia de muestreo entre las siguientes opciones: 32 ksps, 16 ksps, 8 ksps, 4 ksps, 2 ksps, 1 ksps, 500 sps y 250 sps. Alternativamente, la frecuencia de lectura puede ser controlada por el dispositivo principal utilizando el comando RDATA.

La lectura en modo continuo se puede interrumpir mediante el comando SDATAAC. Dado que en este proyecto se están adquiriendo señales de actividad eléctrica del corazón, se ha optado por el modo de conversión continua con una frecuencia de muestreo de 1 ksps. Este valor de frecuencia de muestreo es adecuado y se recomienda para fines de investigación en este contexto.

3.1.3 Memoria MicroSD

Una tarjeta microSD, cuya abreviatura proviene de "micro Secure Digital," representa un formato de tarjeta de memoria *flash* que se utiliza principalmente para almacenar datos en dispositivos electrónicos portátiles. En lo que respecta a nuestro prototipo, la confiabilidad en el almacenamiento de todas las señales es una de sus cualidades fundamentales. Para llevar a cabo esta tarea, hemos optado por utilizar una tarjeta de memoria de la marca ADATA UHS-I Clase 10 con una capacidad de 32 GB. Esta tarjeta es capaz de alcanzar velocidades de lectura secuencial de hasta 80 MB/s y velocidades de escritura de 10 MB/s.

La tarjeta de memoria microSD admite dos protocolos de comunicación: modo de bus SD y SPI. Para este proyecto, se optó por utilizar el estándar de comunicación SPI debido a su facilidad de implementación y su interfaz sencilla. Los pines utilizados para el modo de funcionamiento SPI son los siguientes:

- *CS (Chip Select)*: Este pin permite que el sistema maestro, en este caso, el ESP32, seleccione la tarjeta microSD cuando sea necesario realizar operaciones. Al colocarse en un estado lógico de 0, se activa la selección de la tarjeta y está lista para operar.
- *DIn (Data In)*: Es el pin de entrada de datos hacia la tarjeta microSD y se conecta a la salida MOSI de la interfaz SPI del dispositivo maestro.
- *DOut (Data Out)*: Este pin se utiliza para la salida de datos desde la tarjeta microSD y se conecta al pin MISO de la interfaz SPI del dispositivo maestro.
- *SCLK (Serial Clock)*: La señal de reloj es generada por el dispositivo maestro y determina la velocidad de transferencia de datos entre los dispositivos maestro (ESP32) y el dispositivo esclavo (microSD).
- *VDD (Voltage Supply)*: Este es el pin de suministro de energía.
- *VSS (Voltage Source Ground)*: Se trata del pin de tierra o masa, que completa el circuito.

Es importante destacar que los niveles lógicos de las señales y el valor de alimentación deben mantenerse dentro del rango de 2.6 y 3.7 V para las tarjetas microSD seleccionadas en este proyecto.

3.1.4 Acelerómetro MPU9250

El MPU-9250 (Fig. 29) representa un hito en la tecnología de *MotionTracking* al ser un dispositivo que combina un giroscopio de 3 ejes, un acelerómetro de 3 ejes y un potente *Procesador de Movimiento Digital (DMP)* en un compacto encapsulado de tan solo 4x4x0,9 mm.



Fig. 29. Módulo acelerómetro con giroscopio MPU9250.

El MPU-9250 está equipado con tres ADC de 16 bits para convertir en formato digital las señales generadas por el giroscopio, así como otros tres ADC de 16 bits para digitalizar las salidas del acelerómetro. Estos componentes permiten un seguimiento preciso tanto de movimientos rápidos como lentos, con opciones de rango de escala completa que el usuario puede programar a su elección: ± 250 , ± 500 , ± 1000 y ± 2000 grados por segundo (*dps*, por sus siglas en inglés) para el giroscopio y ± 2 , ± 4 , ± 8 y ± 16 fuerzas G (g) para el acelerómetro. Además, este sensor presenta un rendimiento ante el ruido de $400 \mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$.

Los dispositivos con capacidades de interfaz de movimiento imponen ciertos requisitos clave, incluyendo un diseño compacto, un consumo eficiente de energía, una alta precisión y capacidad de repetición, resistencia a golpes, así como programabilidad para aplicaciones específicas, todo ello manteniendo un precio asequible para los consumidores.

La comunicación con todos los registros del dispositivo se realiza utilizando I2C a 400 kHz o SPI a 1 MHz. Para aplicaciones que requieren comunicaciones más rápidas, los registros del sensor y de interrupción pueden leerse utilizando SPI a 20 MHz. Otras características son un sensor de temperatura integrado y un oscilador en chip con una variación de $\pm 1\%$ en el rango de temperatura de funcionamiento.

Para una mayor flexibilidad de la fuente de alimentación, la MPU-9250 funciona con un rango de tensión de alimentación VDD de 2.37 V-3.46 V. El voltaje VLOGIC puede ser $1.8\text{ V} \pm 5\%$ o VDD.

Adicionalmente, el dispositivo cuenta con una serie de características, como un sensor de temperatura integrado y un oscilador en el chip que presenta una variación de tan solo $\pm 1\%$ dentro del rango de temperaturas de funcionamiento.

Se decidió configurar el sensor MPU9250 con una sensibilidad de $\pm 2\text{ g}$ para el acelerómetro y $\pm 250\text{ dps}$ para el giroscopio, estableciendo una conexión mediante SPI con el microcontrolador ESP32. Este enfoque proporciona una precisión específica a las mediciones de aceleración y velocidad angular, facilitando así el procesamiento de la información por parte del microcontrolador ESP32.

3.2 Placa de ICG

En este prototipo, la medición de la ICG se llevó a cabo utilizando una placa de desarrollo creada en la Universidad Politécnica de Cataluña (UPC) en colaboración con el grupo de Instrumentación, Sensores e Interfaces (ISI), bajo la supervisión del Dr. Ramón Casanella Alonso y el Dr. Oscar Casas Piedrafita.

Este desarrollo se divide en varias etapas de acondicionamiento (Fig. 30) de la señal que se describen detalladamente a continuación:

1. **Buffer.** En la etapa inicial del circuito de medición, se emplean *buffers* cuya función es adquirir la señal eléctrica sin alterar sus características originales.
2. **Amplificador Diferencial:** Posteriormente, la señal pasa a través de un amplificador diferencial que amplifica y filtra la señal, eliminando las frecuencias no relevantes para nuestra aplicación.
3. **Amplificador de Instrumentación:** La señal se somete a un amplificador de instrumentación con el propósito de rechazar el ruido y las señales comunes, a la vez que amplifica la diferencia entre las dos señales de entrada.
4. **Demodulación:** Dado que la señal de ICG involucra la inyección de una corriente en el cuerpo, se requiere la implementación de un circuito demodulador. Este circuito permite recuperar la señal original (información) de una señal modulada, la cual se crea superponiendo una señal de información en una señal portadora.
5. **Filtro Paso Bajo (40 Hz):** En esta etapa, se aplica un filtro de paso bajo para eliminar la interferencia electromagnética de la línea eléctrica, es decir, se filtran las frecuencias no deseadas, como las de 50 Hz (para la norma europea) o 60 Hz (para la normativa mexicana).
6. **Filtro Paso Bajo (32 Hz):** En esta última etapa, se aplica un filtro de paso bajo con mayor atenuación para permitir una mejor visualización de la señal de ICG, minimizando las interferencias no deseadas.

7. **Circuito de Alimentación:** Se utiliza el integrado TLE2426 para crear una tierra virtual a partir de una batería. Este enfoque es importante para la alimentación de los amplificadores operacionales, que requieren una alimentación de $\pm 1.5V$.

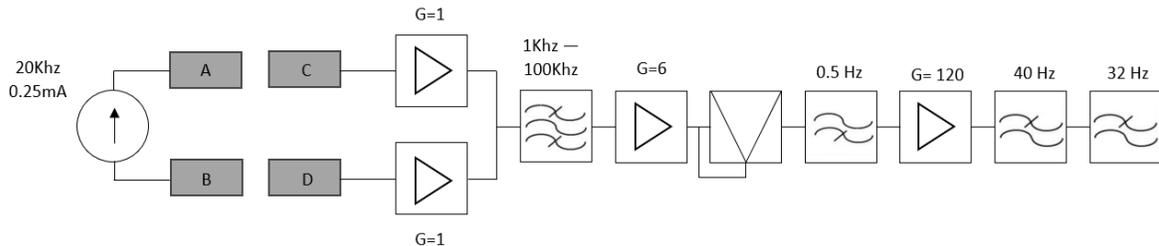


Fig. 30. Diagrama a bloques de la placa ICG.

3.3 Software implementado en Arduino

Previo a la confección del prototipo definitivo, se utilizó una placa de desarrollo de ESP32 (Fig. 31). Esto con el objetivo de realizar todas las pruebas de funcionamiento para el software creado en la interfaz de Arduino IDE.



Fig. 31. Placa de desarrollo ESP32 [56].

Con el fin de proporcionar una comprensión más clara del software desarrollado en Arduino IDE, hemos dividido el programa en diversos módulos (Fig. 32), los cuales se describen a continuación:

- **Módulo de Recepción de Datos del ADS1294:** Este módulo se encarga de la inicialización y configuración de los registros y funciones del ADS1294. Una vez inicializado, gestiona la recepción y notifica la llegada de nuevos datos.

Además, controla la adquisición de datos e informa al programa principal cuando hay datos listos para el siguiente proceso.

- **Módulo de Recepción de Datos del ICG:** En este módulo, se realiza la conversión de datos analógicos a datos digitales provenientes de la placa del ICG. Estos datos se envían posteriormente al módulo de la tarjeta microSD.
- **Módulo de Recepción de Datos del Acelerómetro:** Este módulo recibe los datos del acelerómetro MPU9250 que corresponden a la señal SCG. Estos datos también se envían al módulo de la tarjeta microSD.
- **Módulo de Almacenamiento de Datos en la Tarjeta de Memoria microSD:** Aquí, se agrupan los datos de las tres derivaciones del ECG, los datos de la señal ICG y los datos de la señal SCG en bloques para su almacenamiento en la memoria SDHC.
- **Módulo de Bluetooth:** Este módulo se encarga de enviar los datos solicitados por el usuario a través de Bluetooth. Aquí se agrupan los datos de las dos señales de interés definidas por el usuario, previamente diezmadas para evitar retrasos significativos en la transmisión de las señales.

Esta estructura modular facilita la comprensión y el funcionamiento eficiente del software en Arduino IDE, permitiendo un manejo más efectivo de los datos y una mejor interacción con el usuario.

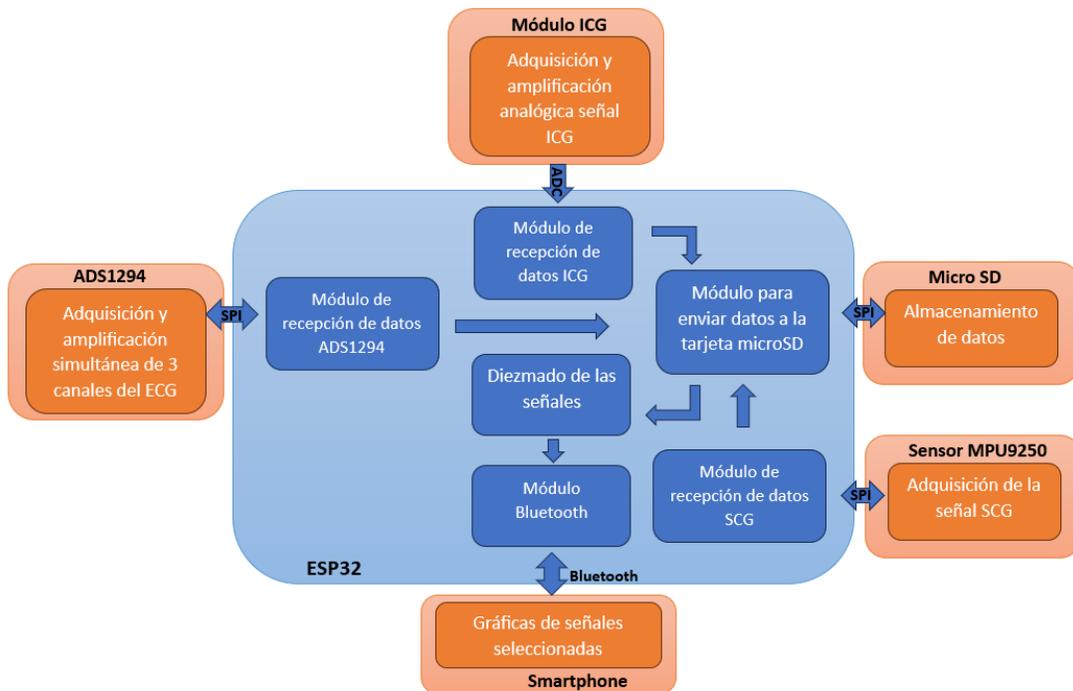


Fig. 32. Módulos implementados en el ESP32 y su interacción con los distintos periféricos.

3.4 Software implementado en Android

Con el fin de lograr la visualización de las señales, se desarrolló un software específico en Android, en su versión *Android Studio Giraffe 2022.3.1*. Este software se diseñó utilizando el lenguaje de programación JavaScript.

La aplicación se estructuró en cinco componentes principales, cada uno de los cuales se conoce como "*layout*". Estas estructuras comprenden:

1. **Principal:** En este *layout* se encuentra una descripción general de la aplicación y el propósito de su creación (Fig. 33).
2. **Conexión:** Este *layout* tiene la función de presentar las conexiones de Bluetooth disponibles para que el usuario pueda establecer una conexión con el prototipo y comenzar a recibir las señales a través de esta interfaz (Fig. 33).

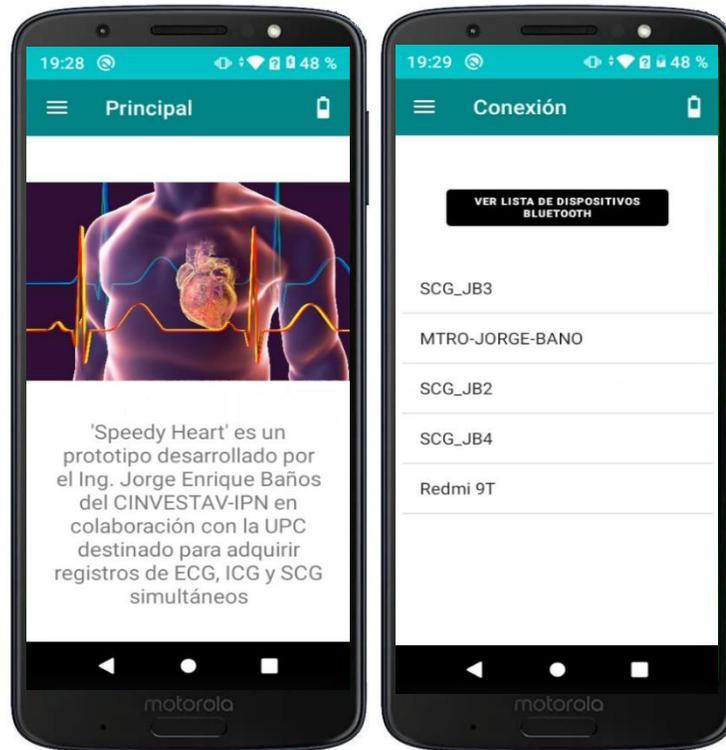


Fig. 33. *Layout* Principal (Izquierda) y *Layout* Conexión (derecha) para la aplicación en teléfonos inteligentes.

3. **Registros:** Aquí se declara el nombre del protocolo a seguir y se registran la edad, sexo, fecha, hora, así como comentarios adicionales para el sujeto bajo evaluación, con el propósito de que éstos sirvan como identificador en el momento de almacenarlos en la memoria microSD (Fig. 34).
4. **Señales:** Este *layout* muestra las opciones de visualización de las señales con la posibilidad de poder seleccionar al menos una y máximo dos de ellas. Es importante mencionar que se incluye la opción de Girocardiograma (GCG) en la interfaz, aunque actualmente no se encuentra habilitada, ya que su desarrollo aún no se ha completado. Sin embargo, se contempla la posibilidad de que esta característica se integre en futuras actualizaciones del prototipo (Fig. 34). En este mismo *layout* encontramos las gráficas de las señales que pueden ser monitoreadas en tiempo real durante la adquisición.
5. **Ayuda:** Por último, aunque no menos importante, esta sección tiene como objetivo proporcionar al usuario del prototipo una guía visual sobre la colocación adecuada de los electrodos en el cuerpo del sujeto de prueba (Fig. 34).

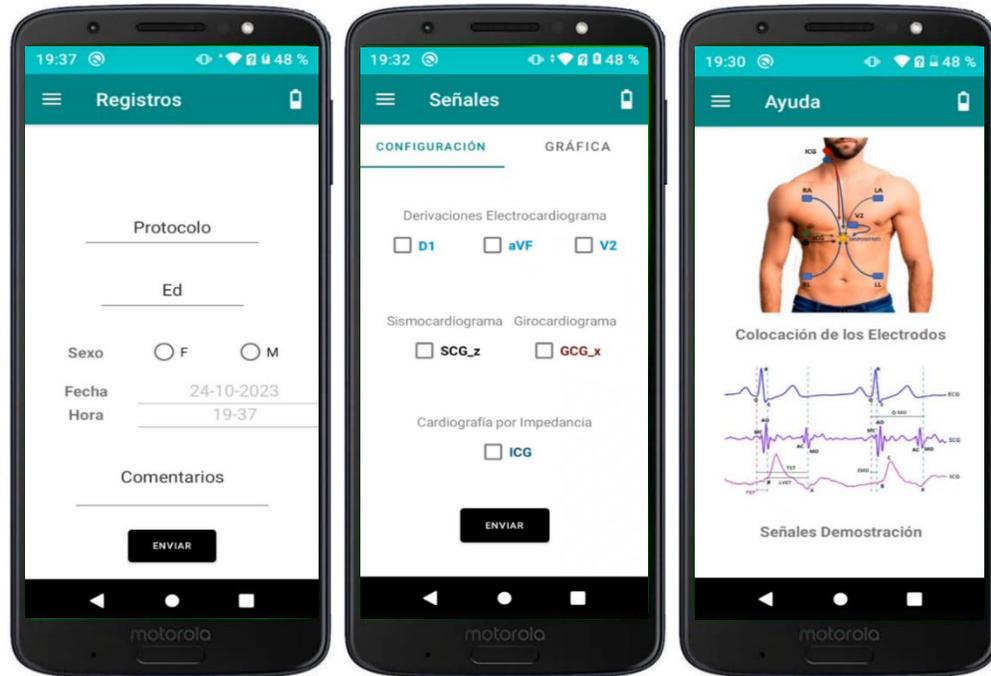


Fig. 34. *Layout* de Registros (izquierda), *Layout* Señales (centro) y *Layout* Ayuda (derecha) para la aplicación en teléfonos inteligentes.

Nota: En caso de que el usuario intente visualizar las gráficas sin haber previamente establecido la conexión Bluetooth, se mostrará un mensaje de error que le indicará la necesidad de establecer dicha conexión antes de proceder.

3.5 Diseño de las placas

Una vez completadas las pruebas necesarias para verificar el correcto funcionamiento del prototipo final, se procedió al diseño de las placas finales con el objetivo de mejorar su presentación. Este proceso se llevó a cabo utilizando el software Proteus 8.11 Professional y se dividió en dos etapas: la primera placa albergaba el chip ADS1294 (Fig. 35) con las resistencias y capacitores necesarios para su funcionamiento destinado para la adquisición del ECG y sus tres derivaciones.

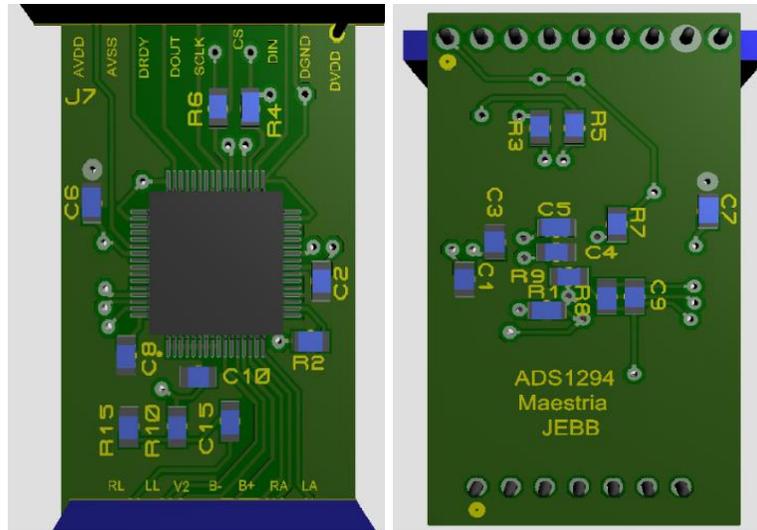


Fig. 35. Placa del ADS1294. Izquierda: vista superior, derecha: vista inferior.

Esta placa se diseñó para ser montada encima de una segunda placa (Fig. 36), que incluía componentes clave como el ESP32, el socket de la tarjeta microSD, una bocina, pines de conexión para la señal del acelerómetro, pin para la conexión de la señal del ICG y los pines de programación.

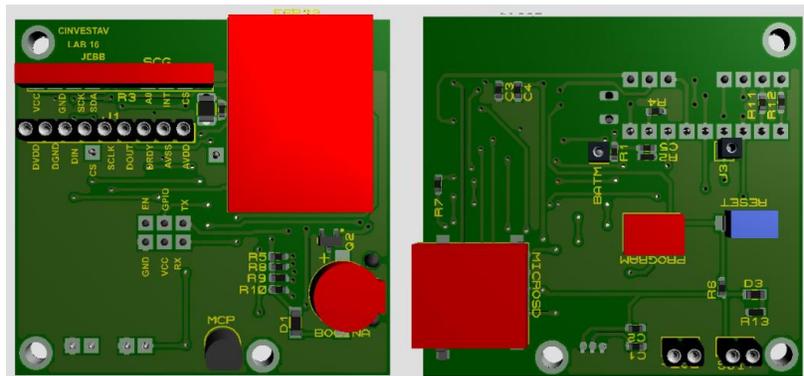


Fig. 36. Placa principal del prototipo. Izquierda: vista superior, Derecha: vista inferior.

3.6 Diseño 3D del prototipo

Para procurar la integridad del prototipo se creó una carcasa en 3D (Fig. 37) utilizando el software Autodesk Inventor 2023. La carcasa debía estar impresa en ácido poliláctico (*PLA*) el cuál es un termoplástico fabricado a base de recursos renovables como el almidón de maíz, raíces de tapioca o caña de azúcar. Esta carcasa, debía albergar dos baterías de LiPo con una tensión nominal de 3.7 V. La primera suministra energía a ECG y SCG, mientras que la segunda alimenta el ICG. Además, se requería que la carcasa incluyera espacio para un conector de señales ECG e ICG, un conector para la señal SCG, interruptores para activar el prototipo y habilitar o deshabilitar la adquisición de la señal ICG, así como una abertura para facilitar la inserción y extracción de la memoria microSD en cualquier momento.

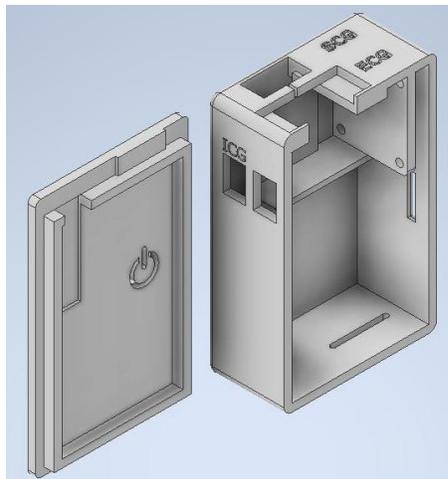


Fig. 37. Diseño 3D del prototipo final de medición multiparamétrico. *Izquierda:* Tapa. *Derecha:* Carcasa prototipo.

4. PROCESAMIENTO DIGITAL DE LAS SEÑALES

4.1 Transformada Wavelet Continua (CWT) con *Splines*

La transformada wavelet es un método de localización para el análisis tiempo-frecuencia. Surge como una alternativa a la transformada de ventana de Fourier con algunas semejanzas y diferencias.

La Transformada Wavelet Continua (CWT), se considera que tanto la señal de entrada como los parámetros de escala y tiempo son continuos, esto implica matemáticamente que existe una convolución de la señal y la función Wavelet madre elegida para todo instante de tiempo [58], esta relación se encuentra expresada por la siguiente ecuación:

$$X_{CWT}(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi * \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (1)$$

Donde:

- a es el parámetro de escala y b es el parámetro de traslación, ambos de valores discretos en potencias de dos, ($a = 2^j$) donde $j \in Z$.
- $x(t)$ hace referencia a la señal en cuestión.
- $\psi(t)$ es la función Wavelet madre que se comprime o dilata dependiendo del parámetro de escala para extraer los componentes de alta y baja frecuencia.
- $\psi * (t)$ hace referencia al complejo conjugado de la función wavelet que debe cumplir con los criterios: tener energía finita para garantizar su ubicación respecto al tiempo (2) y tender a cero con suficiente rapidez semejando la función de transferencia de un filtro pasa banda (3) satisfaciendo el criterio de admisibilidad [12], que matemáticamente implica lo siguiente:

$$E = \int_{-\infty}^{\infty} |\psi(t)|^2 dt < \infty \quad (2)$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (3)$$

Una desventaja computacional que presenta la implementación de la CWT es que la información que se obtiene tras su cálculo suele ser redundante, generando mayor tiempo de procesamiento y complejidad, la solución ante esta problemática fue propuesta por Mallat et al. [58] que consiste en discretizar los parámetros de la escala en (1) obteniendo de este modo a la transformada wavelet diádica (DyWT) (4), que puede implementarse eficientemente con el algoritmo de Mallat. Además, si se utiliza una función wavelet madre que sea la primera derivada de una función suavizada, la señal obtenida correspondería a una señal filtrada a través de un filtro pasa bajos donde los cruces por cero indicarían los máximos o mínimos locales de la señal original [12]. Esta transformada se define como:

$$DyWTx(b, 2^j) = \frac{1}{2^j} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi * \left(\frac{t-b}{2^j} \right) dt \quad (4)$$

Donde la secuencia diádica 2^j corresponde a $j = 1, 2, \dots$ y la función wavelet de la secuencia diádica corresponde a:

$$\psi_{2^j(t)} = \frac{1}{2^j} \psi \left(\frac{t}{2^j} \right) \quad (5)$$

Además, para no limitar la solución propuesta a escalas que sean potencia de dos (4), es posible utilizar el método de *B-splines* que son funciones simétricas semejantes a una función gaussiana que nos permite evaluar la CWT en cualquier escala de valor entero, lo anterior parte de considerar a los *splines* como segmentos polinómicos de orden n y de longitud unitaria, conectados asegurando su continuidad y sus derivadas hasta el orden $(n-1)$, los *splines* además se pueden caracterizar por su expansión en *splines* básicos de la forma:

$$x(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} c(k) \beta^n(t - k) \quad (6)$$

Donde:

- $\beta^n(t)$ corresponde a la *B-spline* central de orden n .

- $c(k)$ es la secuencia correspondiente a los coeficientes *B-spline*.

Para implementar el método *B-spline* se asume que la señal de entrada $x(t)$ representa una *spline* de orden n_1 y que la función wavelet $\psi(t)$ representa un *spline* de orden n_2 junto con su correspondiente expansión *B-spline* (6), por lo que su convolución corresponde a una *spline* de grado $(n_1 + n_2 + 1)$, obteniendo una CWT con escala $a = m$, donde m es una función del parámetro de traslación continuo b [59], que se expresa como:

$$CWT(x(t), m, b) = (\psi(t) * x(t))b = \sum_{k \in Z} ([p] \uparrow_m * u_m^{n_2} * c)(k) \beta^{n_1+n_2+1}(b - k) \quad (7)$$

La cual al obtener su representación con valores muestreados considerando los valores de las funciones base de las *B-spline* en enteros [12] [60], es equivalente a la cascada de convolución expresada por:

$$CWT(x(t), m, k) = \sum_{k \in Z} ([p] \uparrow_m * u_m^{n_2} * \beta^{n_1+n_2+1} * c)(k) \quad (8)$$

Donde:

- $[p] \uparrow_m(k)$ representa el interpolado de la secuencia p (coeficientes *B-spline* de la función wavelet) con la inserción de ceros por el factor de m .
- $\beta^{n_1+n_2+1}$ corresponde al spline de orden $(n_1 + n_2 + 1)$.
- $u_m^{n_2}$ es un filtro equivalente a la cascada de $(n_2 + 1)$ filtros de media móvil de orden $(m-1)$, más un retardo $k_0 = (n + 1)(m - 1)/2$ que asegura que el filtro sea simétrico y se asegure una respuesta de fase lineal.
- Y $c(k)$ son los coeficientes *B-splines* de la señal analizada.

La utilización de wavelets con *B-splines* ofrece una excelente capacidad de localización en el dominio tiempo-frecuencia, lo cual resulta fundamental en el análisis del ECG. En este trabajo, hemos implementado esta técnica con el propósito de

detectar las ondas R del complejo QRS. Posteriormente, utilizamos este punto como referencia para identificar los puntos característicos en las señales de ICG y SCG.

4.2 Técnica de Descomposición de Modo Empírico

La descomposición de modo empírico (EMD) se utiliza para tratar diferentes señales que incluyen al ECG, SCG [61] y BCG, lo que la vuelve más apropiada que otros algoritmos de procesamiento de señales [62]. Sin embargo, esta técnica es utilizada en este trabajo para preprocesar las señales de SCG.

La descomposición de las señales a través del algoritmo EMD se conoce como el "proceso de tamizado". En este procedimiento, se extraen las funciones de modo intrínseco (*IMF*) de las señales que poseen dominios de alta frecuencia. Se obtienen IMF (1), IMF (2), ... IMF (n), siendo n el número total de IMF. La construcción del algoritmo EMD sigue el siguiente proceso [63]:

1. Hallar los valores máximo y mínimo de las señales crudas $x(t)$ y crear las envolventes superior e inferior mediante interpolación con *spline*.
2. Calcular la diferencia entre las envolventes superior e inferior, y estimar la media $m(t)$ de las envolventes máxima y mínima.
3. Extraer nuevas señales $h_n(t)$, que es la señal cruda $x(t)$ menos la media $m(t)$, que se convierten en cada IMF (n). Repita los pasos 1-3.
4. Dejar de repetir cuando la nueva señal IMF tenga un único valor extremo y se exprese como una función monótona.

El procedimiento se ilustra en las figuras 38a-c. En la Fig. 38a se muestran los datos; la Fig. 38b muestra los datos en la línea continua delgada, las envolventes superior e inferior en las líneas discontinuas y su media en la línea continua gruesa, que divide los datos muy bien; y la Fig. 38c muestra la diferencia entre los datos y la media local como en la ecuación, sin ser una IMF.

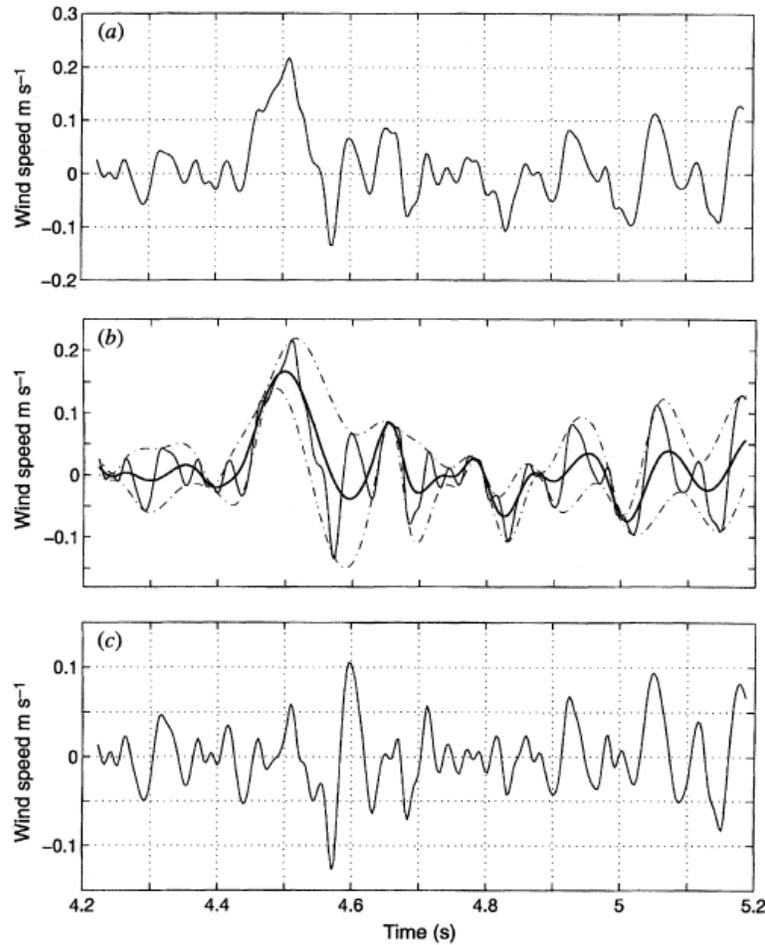


Fig. 38. Proceso de tamizado de la señal de SCG: (a) Los datos originales; (b) Los datos en línea continua delgada, con las envolventes superior e inferior en líneas discontinuas de puntos y la media en línea continua gruesa; (c) La diferencia entre los datos y m_1 [63].

La utilización la EMD es especialmente útil para analizar señales no lineales y no estacionarias, es decir, señales cuyas características cambian con el tiempo, lo cual resulta fundamental en el análisis de las señales de ECG, ICG y SCG. En este trabajo, hemos implementado esta técnica únicamente en la señal de SCG con el propósito de filtrar señales eliminando componentes IMF no deseados o ruidos. Al conservar solo los IMF de interés, se mejora la calidad de la señal y se facilita un análisis más preciso.

4.3 Detección de la onda R del ECG

La detección del pico de la onda R es crucial para los algoritmos de detección, ya que al ser la de mayor amplitud en el ECG, se utiliza como punto de referencia para identificar las demás ondas e intervalos.

Para el cálculo de la CWT con *splines* se utilizó el algoritmo de Alvarado et. al [60] implementado para Matlab, que permite calcular la CWT de una señal discreta para cualquier valor entero de escala (m). Dado que el complejo QRS abarca un rango de frecuencias de 3 Hz a 40 Hz, y considerando que se utiliza una frecuencia de muestreo (F_s) de 1000 Hz, se elige utilizar la escala 3 correspondientes a un ancho de banda de 19 Hz a 64 Hz [12]. No se debe olvidar que a mayor escala mayor nivel de retardo.

Este proceso se describe a continuación (Fig. 39):

- I. La función wavelet genera un par de módulos máximos (P_{mm}) con signos opuestos (W_{max} y W_{min}).
- II. Se definen los umbrales con al menos el 75% de W_{max} y el 75% de W_{min} .
- III. En algunas ocasiones el complejo QRS puede presentar polaridad positiva o negativa y es necesario hacer una distinción en el proceso.
- IV. Se ubican los primeros 3 complejos QRS.
- V. Con base en la localización anterior se define RR_a y RR .
- VI. Se define la duración de la ventana de búsqueda en función de los valores anteriores del intervalo RR .
- VII. El cruce por cero entre estos dos módulos indica la presencia del pico de R.

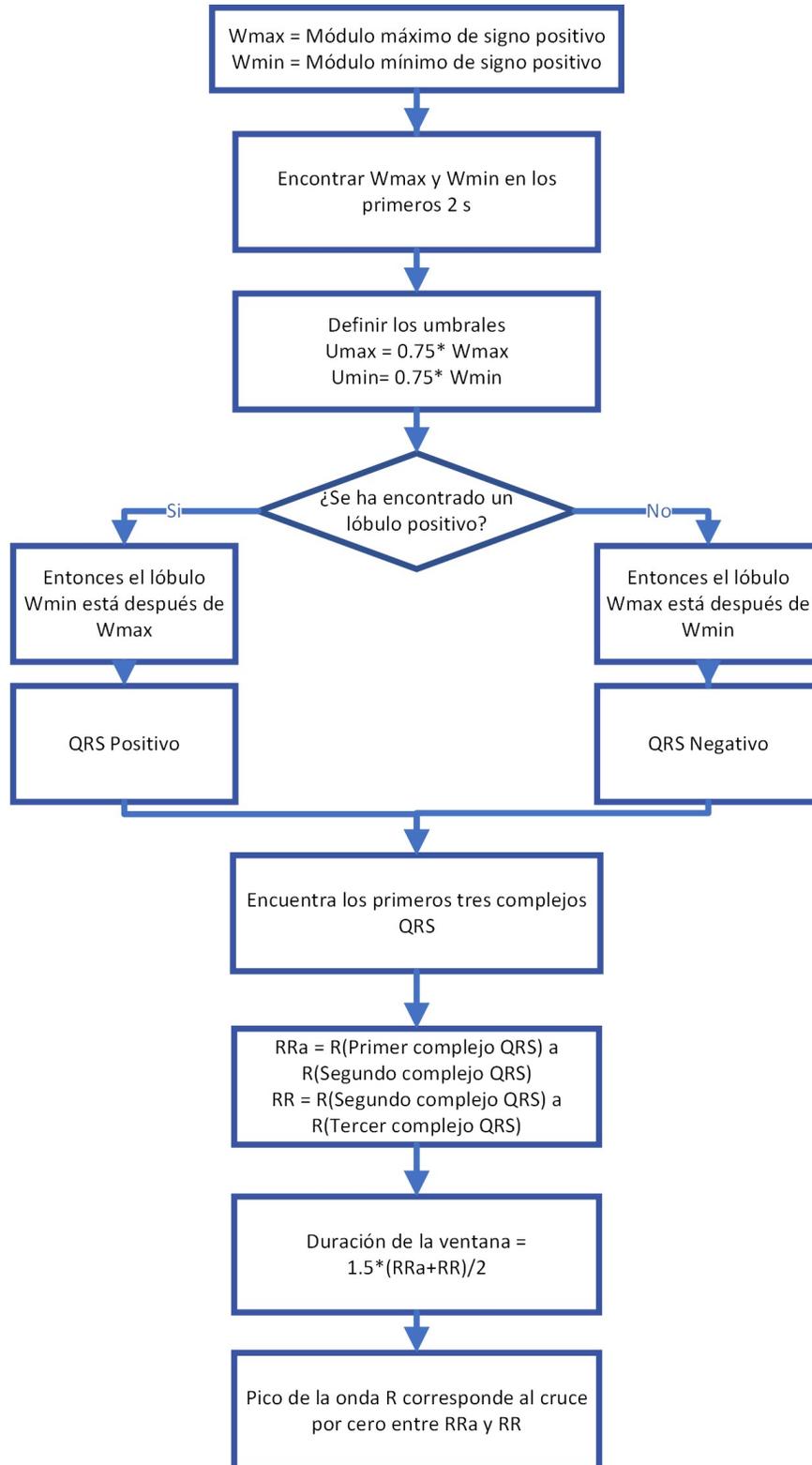


Fig. 39. Diagrama de flujo para la detección de la onda R.

4.4 Detección de los puntos B, C, y X del ICG

En el proceso de detección de los puntos característicos del ICG (Fig. 40), el procedimiento se inicia mediante la identificación de la onda R en el complejo QRS, según se detalla en el capítulo 4.3. Una vez localizada la onda R en el dominio temporal, se procede emplear el algoritmo de realineación y promedio mejorado propuesto por Woody para potenciales evocados en EEG [64], con el fin de crear la plantilla de la señal de ICG (dZ/dt). De esta manera, se logra identificar la posición C general (C_g), correspondiente al pico de mayor amplitud dentro del intervalo de 100 ms a 220 ms de dicha señal.

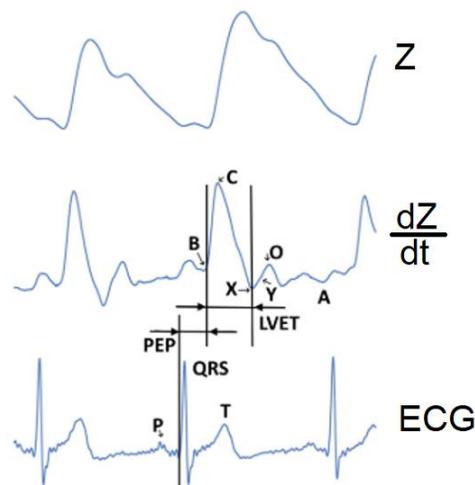


Fig. 40. Patrones típicos de la impedancia Z (arriba), la forma de onda resultante de la dZ/dt ICG (con los puntos hemodinámicos marcados B, C, X, Y, O y A (centro) y la forma de onda del ECG con las ondas P-QRS-T y los intervalos de tiempo cardíacos pertinentes (LVET) y tiempo de pre-eyeción (PEP) (abajo) [65].

Una vez obtenido este punto, se hace la identificación de los puntos C, B y X característicos como se describe a continuación:

- Para el punto C, se realiza una búsqueda del máximo punto desde el pico R del ECG más la posición de C_g menos 20 ms hasta la posición del pico R más la posición de C_g más 20 ms.

$$\text{pico R} + C_g - 20\text{ms} < C < \text{pico R} + C_g + 20\text{ms}$$

- Para el punto B, se realiza una búsqueda del mínimo punto que abarca desde 190 ms antes de C hasta 150 ms antes de C.

$$C - 190\text{ms} < B < C - 150\text{ms}$$

- Para el punto X, se realiza una búsqueda del mínimo punto que abarca desde 30 ms después de C hasta 250 ms después de C.

$$C + 30\text{ms} < X < C + 250\text{ms}$$

4.5 Detección de los puntos AO, AC, MO, MC, MA y RE del SCG

Los Intervalos de Tiempo Cardíacos (*CTIs*), considerados como índices de la función mecánica cardíaca son definidos como [66]:

- Periodo de pre-eyección (*PEP*): el tiempo transcurrido desde la onda Q en el ECG hasta el punto característico AO en el SCG.
- Tiempo de contracción isovolumétrica (*IVCT*): el tiempo transcurrido desde el MC hasta el AO.
- Tiempo de Eyección del Ventrículo Izquierdo (*LVET*): el tiempo transcurrido desde el AO hasta el AC.
- Tiempo de relajación isovolumétrica (*IVRT*): el tiempo transcurrido desde AC hasta MO.

Es evidente que, para la estimación de estos intervalos cardíacos, se requiere primero identificar los puntos de referencia AO, AC, MC, MO, MA y RE del SCG (Fig. 41).

Este proceso se inicia mediante la identificación de la onda R en el complejo QRS, tal como se describe en el capítulo 4.3. Una vez que se ha localizado la onda R en el dominio temporal, se procede a utilizar el algoritmo de Woody para identificar las posiciones de apertura de la válvula aórtica general (AOg) y cierre de la válvula aórtica general (ACg).

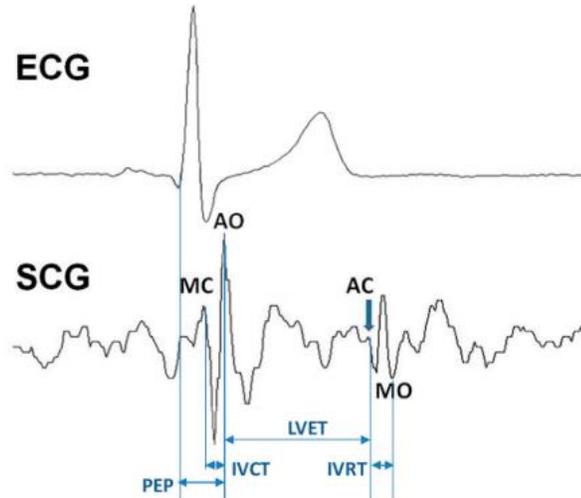


Fig. 41. La localización de los puntos característicos del SCG, su relación con la forma de onda del ECG y la esquematización de los intervalos de tiempo cardíacos [67].

AOg puede encontrarse buscando dentro de un intervalo de 200 ms desde el punto de pico R del ECG [51]. Sיעiński et. al [68] utiliza una ventana de búsqueda para la detección del punto AOg que comienza y termina 25 y 75 ms después del pico R respectivamente, sin embargo, se decidió utilizar una ventana más amplia para la detección de este punto siendo que comienza y termina 60 y 130 ms después del pico R respectivamente, mientras que para ACg Sיעiński definió la localización de este punto como el segmento SCG de 60 ms centrado en el final de la onda T del ECG (Te). Por otro lado, Deepak Rai et al [18] identificó ACg como el máximo en el intervalo AO + 240 ms, AO + 350 ms. En este trabajo establecimos el punto ACg como la onda de mayor amplitud en el intervalo AOg + 300 ms, AO + 370 ms con base en la plantilla Woody extraída de la señal.

Posteriormente se establecen tiempos de búsqueda a partir de estos puntos, es decir:

- Para el punto AO, se realiza una búsqueda del máximo punto desde el pico R del ECG más la posición de AOg menos 20 ms hasta la posición del pico R más la posición de AOg más 20 ms.

$$\text{pico R} + \text{AOg} - 20\text{ms} < \text{AO} < \text{pico R} + \text{AOg} + 20\text{ms}$$

- Para el punto MC, se realiza una búsqueda del máximo punto que abarca desde 150 ms antes de AO hasta 20 ms antes de AO.

$$AO - 150ms < MC < AO - 20ms$$

- Para el punto AC, se realiza una búsqueda del máximo punto desde el pico R más la posición de ACg menos 20 ms hasta la posición del pico R más la posición de ACg más 20 ms.

$$\text{pico R} + ACg - 20ms < AC < \text{pico R} + ACg + 20ms$$

- Para el punto MO, se realiza una búsqueda del mínimo punto desde el pico R más la posición de ACg más 20 ms hasta la posición del pico R más la posición de ACg más 60 ms.

$$\text{pico R} + ACg + 20ms < MO < \text{pico R} + ACg + 60ms$$

- Para el punto MA, se realiza una búsqueda del mínimo punto desde el punto AO más 20 ms hasta la posición de AO más 60ms.

$$AO + 20ms < MA < AO + 60ms$$

- Para el punto RE, se lleva a cabo una búsqueda del punto máximo que abarca desde 20 ms después de AO hasta 160 ms después de la posición de AO

$$AO + 50ms < RE < AO + 160ms$$

5. RESULTADOS

5.1 Características del prototipo

Las propiedades de adquisición del prototipo están en gran medida determinadas por el circuito ADS1294 y su configuración. Se empleó la configuración diseñada por Martínez et al [47], la cual presenta un CMRR superior a 80 dB y 60 Hz, un rango de medición de 49.9 mV y un conversor analógico a digital de 24 bits, lo que se traduce en una resolución de 286 nV.

Las características físicas de *Speedy-Heart* (Fig. 42) contemplan dimensiones de 58 mm de largo, 90 mm de ancho y 32 mm de profundidad con un peso de 156 g.

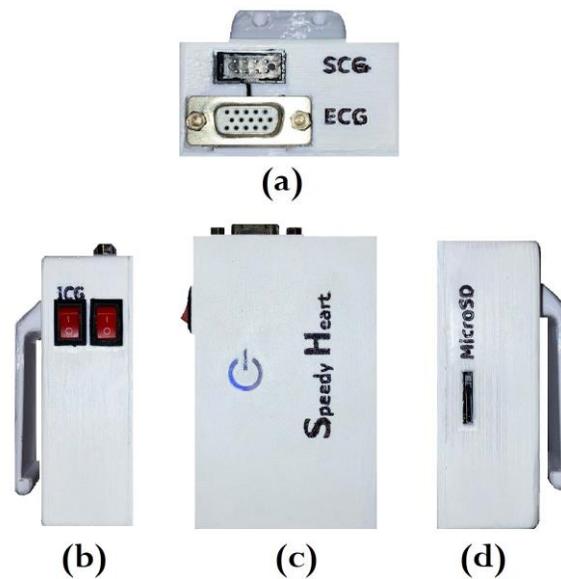


Fig. 42. Prototipo final para medición multiparamétrica *Speedy-Heart*. (a) Conectores para el ECG y el SCG, (b) Vista lateral derecha con interruptores para habilitar/ deshabilitar adquisición ICG e interruptor general del prototipo, (c) Vista frontal con indicador led de funcionamiento y (d) Vista lateral izquierda con ranura para microSD.

El análisis del tiempo máximo de funcionamiento del prototipo se ha llevado a cabo en condiciones de máximo consumo. Esto implica la adquisición simultánea de todos los canales (ECG, ICG y SCG), con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, y el envío de datos al celular durante los 7 min del registro. Estas condiciones específicas

representan un consumo de energía más elevado para el ADS1294, la memoria microSD y la conexión Bluetooth del ESP32.

En estas condiciones, el consumo del *Speedy-Heart* es de 40 mA con picos máximos de 60 mA; estos picos se deben a que el consumo para escribir en la memoria microSD no es constante y sólo se produce cuando los buffers de escritura están llenos. Pero, aun así, para el cálculo teórico de la duración de la batería, utilizamos un consumo constante de 60 mA y una tensión de alimentación de 3.3 V. Con estos valores definidos, calculamos la duración teórica del funcionamiento del dispositivo.

Potencia consumida por el prototipo:

$$P_d = 60 \text{ mA} \cdot 3.3 \text{ V} = 198 \text{ mW} \quad (12)$$

Potencia media suministrada por la batería:

$$P_b = 3000 \text{ mAh} \cdot 3.7 \text{ V} = 11\,100 \text{ mWh} \quad (13)$$

Duración teórica de la batería:

$$D_{Tb} = \frac{P_b}{P_d} = \frac{11\,100 \text{ mWh}}{198 \text{ mW}} = 56.06 \text{ h} \quad (14)$$

La duración calculada del *Speedy-Heart* es posible si la batería está completamente descargada. Sin embargo, en la práctica, el dispositivo deja de funcionar cuando la tensión de la batería desciende por debajo de 3.0 V debido a la activación del circuito de protección de la batería por baja tensión. Como resultado, la batería conserva entre el 20% y el 30% de su carga en condiciones normales de uso.

Ajustando la duración teórica al 85% para considerar la conservación de carga, la estimación realista de la operación continua de *Speedy-Heart* es de 47.65 horas. Es relevante señalar que el cálculo se realiza dos veces, ya que el dispositivo cuenta con dos baterías de LiPo. La segunda batería alimenta la placa de ICG a 3.7 V y 250 mAh, y dado que el circuito consume 15 mA, la duración estimada con el ajuste del 85% es de 12.88 horas. Estos ajustes ofrecen una representación más precisa de la capacidad

operativa en situaciones prácticas, donde la batería no se descarga completamente antes de la interrupción por baja tensión.

5.2 Ancho de banda de los filtros digitales

Para las señales de ECG y SCG, se emplearon filtros digitales paso-bajo (*LPF*) y paso-alto (*HPF*) con respuesta al impulso finita (*FIR*) debido a que este tipo de filtros no distorsiona la fase de la señal a filtrar, es decir, son de fase lineal. Esto se logró utilizando la herramienta de diseño *Filter Design* de MATLAB 2022b. Siendo las características de cada uno como se describen a continuación:

1. LPF1 (SCG): Tipo ventana Hamming, orden 301, frecuencia de muestreo (F_s) 1000 Hz y frecuencia de corte (F_c) en 48 Hz.
2. LPF2 (ECG): Tipo ventana Hamming, orden 301, frecuencia de muestreo (F_s) 1000 Hz y frecuencia de corte (F_c) en 150 Hz.
3. HPF: Tipo ventana Hamming, orden 301, F_s :1000 Hz, F_c = 0.05 Hz.

En el caso específico de la señal de SCG, se empleó también la EMD descrita en el capítulo 4.2. y aunque esta técnica no sigue la convención de un filtro digital convencional, su capacidad para adaptarse a señales complejas y no estacionarias la hace valiosa para extraer información relevante y detección de patrones en datos no lineales cómo lo es en la señal de SCG.

A continuación, se presentan la respuesta en magnitud y respuesta en fase para los filtros LPF1 (Fig. 43), LPF2 (Fig. 44) y HPF (Fig. 45) diseñados en Matlab. En todos, la respuesta en fase lineal no introduce cambios significativos en la forma temporal de las señales. Esto es importante en aplicaciones donde la linealidad en la fase puede distorsionar la señal de salida.

Por otro lado, la frecuencia de corte se define como la frecuencia en la cual la ganancia tiene el valor de $\frac{1}{\sqrt{2}}$ del valor máximo, es decir cuando la ganancia se ha reducido al

70% y el valor de amplitud a la salida del filtro es 0.7071 veces la amplitud máxima de la señal de entrada al filtro. Para el LPF1, la F_c es de 46.6 Hz (Fig. 43), para el LPF2, la F_c es de 148.62 Hz (Fig. 44), mientras que, para el HPF su F_c es de 2.5 Hz (Fig. 45).

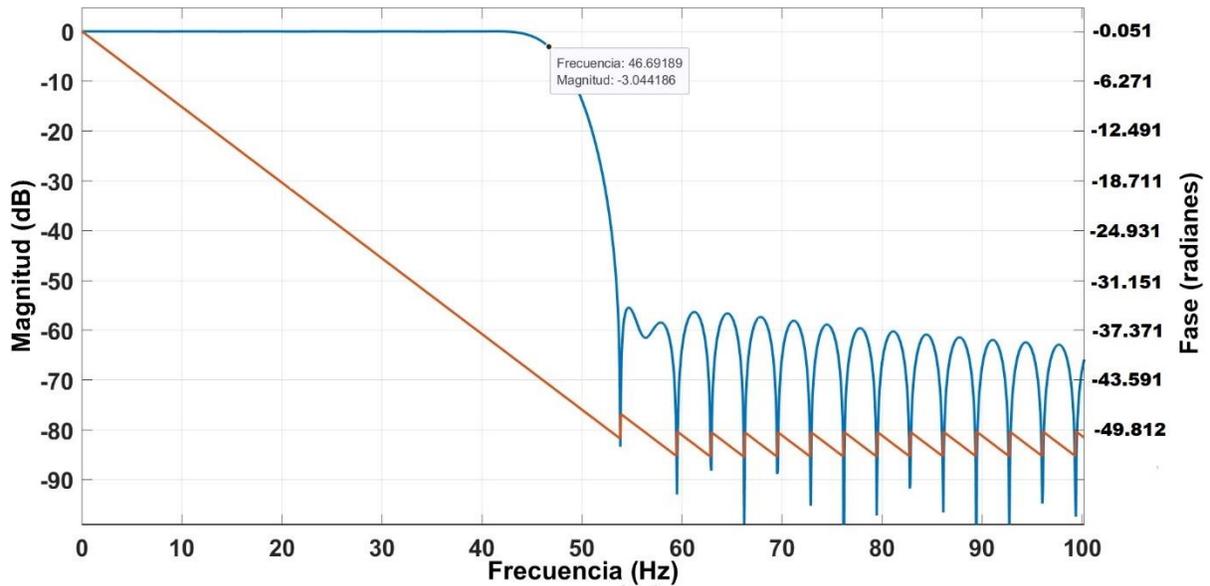


Fig. 43. Respuesta en Magnitud (azul) y Respuesta en fase del filtro FIR (naranja) LPF1 (SCG).

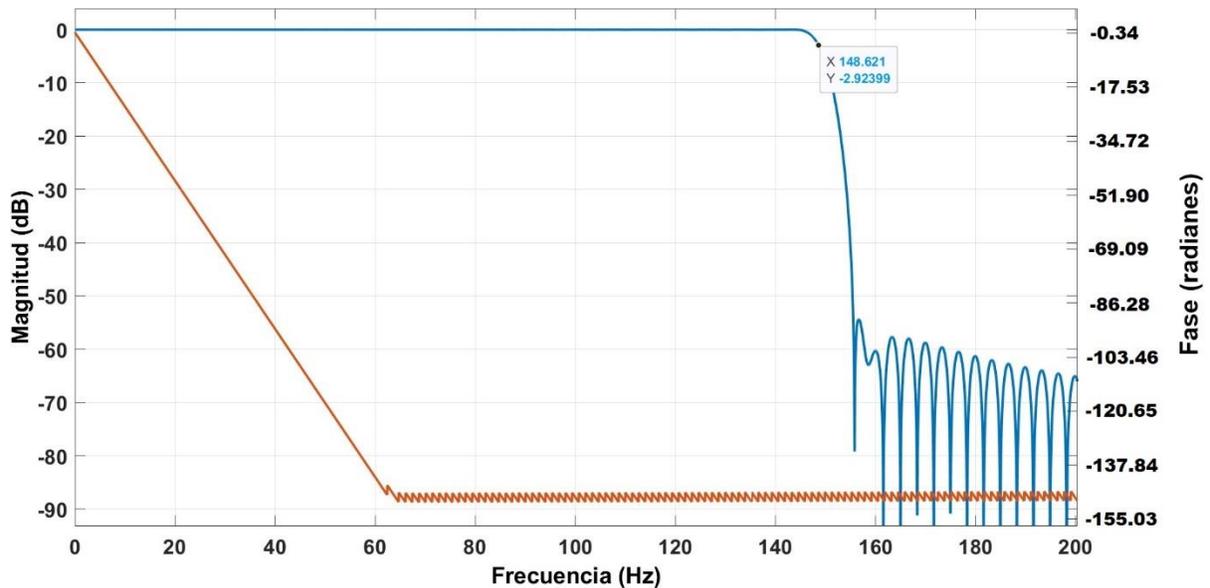


Fig. 44. Respuesta en Magnitud (azul) y Respuesta en fase del filtro FIR (naranja) LPF2 (ECG).

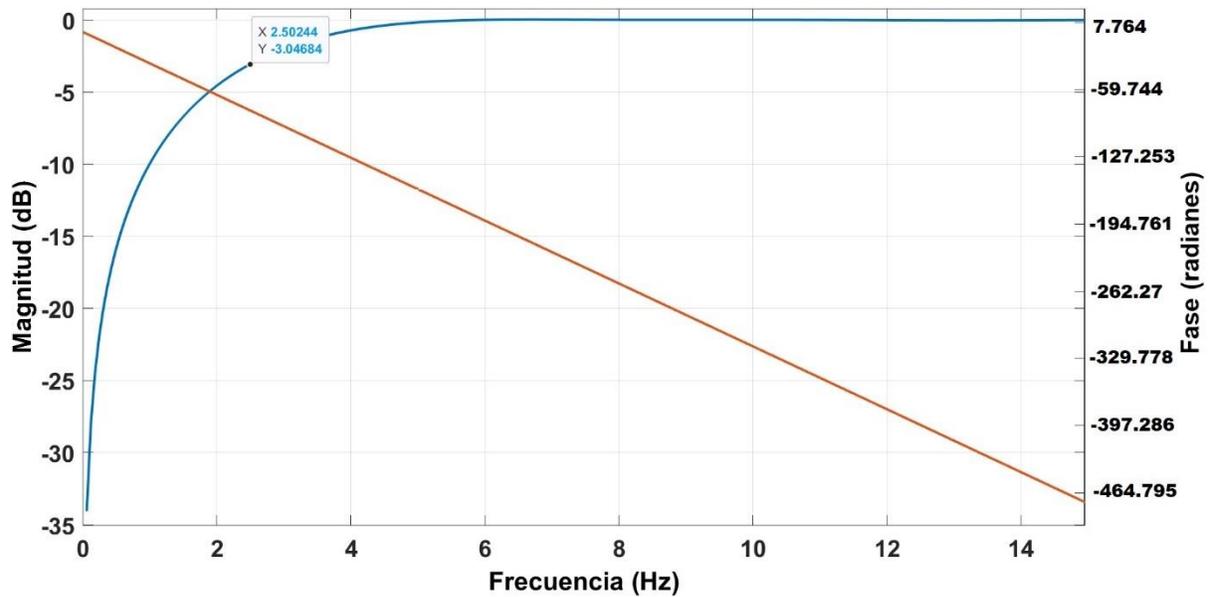


Fig. 45. Respuesta en Magnitud (azul) y Respuesta en fase del filtro FIR (naranja) HPF para todas las señales.

Además, para el análisis de la señal de ICG se empleó el LPF orden 5 de Savitzky-Golay (FIR) con $F_c = 249$ Hz para atenuar aquellos componentes de alta frecuencia. Este filtro se basa en la convolución de la señal original con coeficientes específicos calculados mediante mínimos cuadrados. Este método minimiza el error cuadrático entre los datos filtrados y la señal original, mejorando la robustez y la estabilidad del proceso.

5.3 Validación del Prototipo

Para validar el prototipo, se llevó a cabo una exhaustiva evaluación de cada una de las etapas, asegurándose de que funcionaran correctamente.

En el caso de la evaluación del ICG, se realizaron pruebas en la placa desarrollada en colaboración con el grupo de investigación ISI en la UPC. En este proceso, el circuito fue alimentado con una batería de 3.7 V y conectado a un sujeto de prueba. La señal de salida resultante fue observada, analizada e interpretada en un osciloscopio (Fig. 46), lo que permitió ajustar parámetros cruciales, como la ganancia y/o el filtrado en la placa, para optimizar su desempeño.

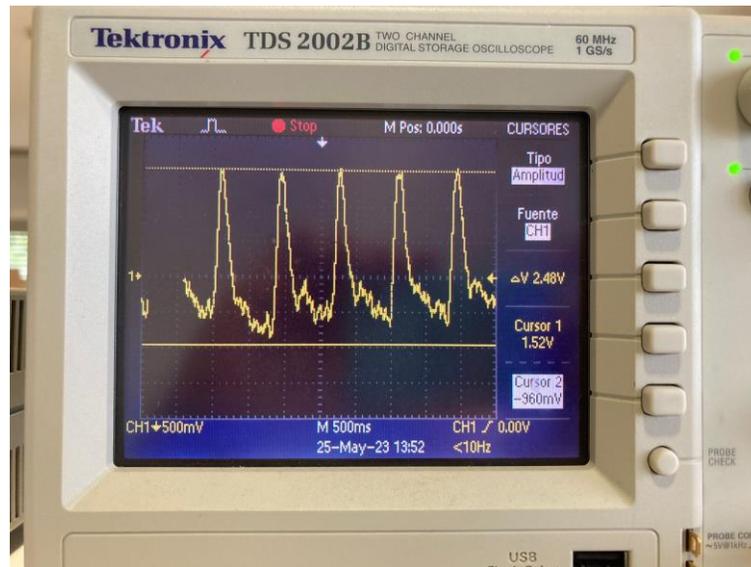


Fig. 46. Señal de ICG con una amplitud máxima de 2.48 V.

Dado que el ICG es sensible a cambios en la ganancia de la señal, se debían cuidar la etapa de entrada del amplificador diferencial, las ganancias de los filtros analógicos, así como la amplitud de salida de toda la placa para que ésta no superase el voltaje máximo de entrada en el ADC del ESP32, ya que, si esto sucede, la señal satura la entrada del conversor y los datos no se visualizan correctamente.

Una vez concluida la fase de pruebas para la placa de ICG, el prototipo, nombrado *Speedy-Heart*, fue sometido a una evaluación comparativa mediante el empleo del sistema comercial de adquisición de datos BIOPAC MP36. Esta evaluación incluyó tanto el módulo para ECG LABEL SS2LB como el módulo para ICG SS31L (Fig. 47).

Durante dicho proceso, se realizaron comparaciones simultáneas entre las morfologías de dos registros, uno correspondiente a ECG (Fig. 48) y otro al ICG (Fig. 49).



Fig. 47. Señales adquiridas con el sistema BIOPAC MP36 (ECG, ICG(Z), $ICG(\frac{dZ}{dt})$).

Comparando simultáneamente las morfologías del registro de ECG del BIOPAC MP36 contra el ECG *Speedy-Heart* (Fig. 48) se obtiene una correlación positiva del 92.65%.

Para realizar una evaluación correcta del proceso de digitalización entre las señales adquiridas, se aplicó el método estadístico de Bland-Altman [69], considerando un intervalo de confianza (CI) de al menos el 95%, equivalente a ± 2 desviaciones estándar (DS).

El gráfico Bland-Altman para los registros de ECG se llevó a cabo evaluando su duración completa y el resultado se muestra en la Fig. 50, donde se observa que cumple con el estándar propuesto por la *American National Standards Institute and Association for the Advancement of Medical Instrumentation* (AAMI) para la medición de la FC, que es de ± 5 latidos por minuto (lpm) [70]. Para este registro de datos se obtuvo un CI de ± 2.58 lpm.

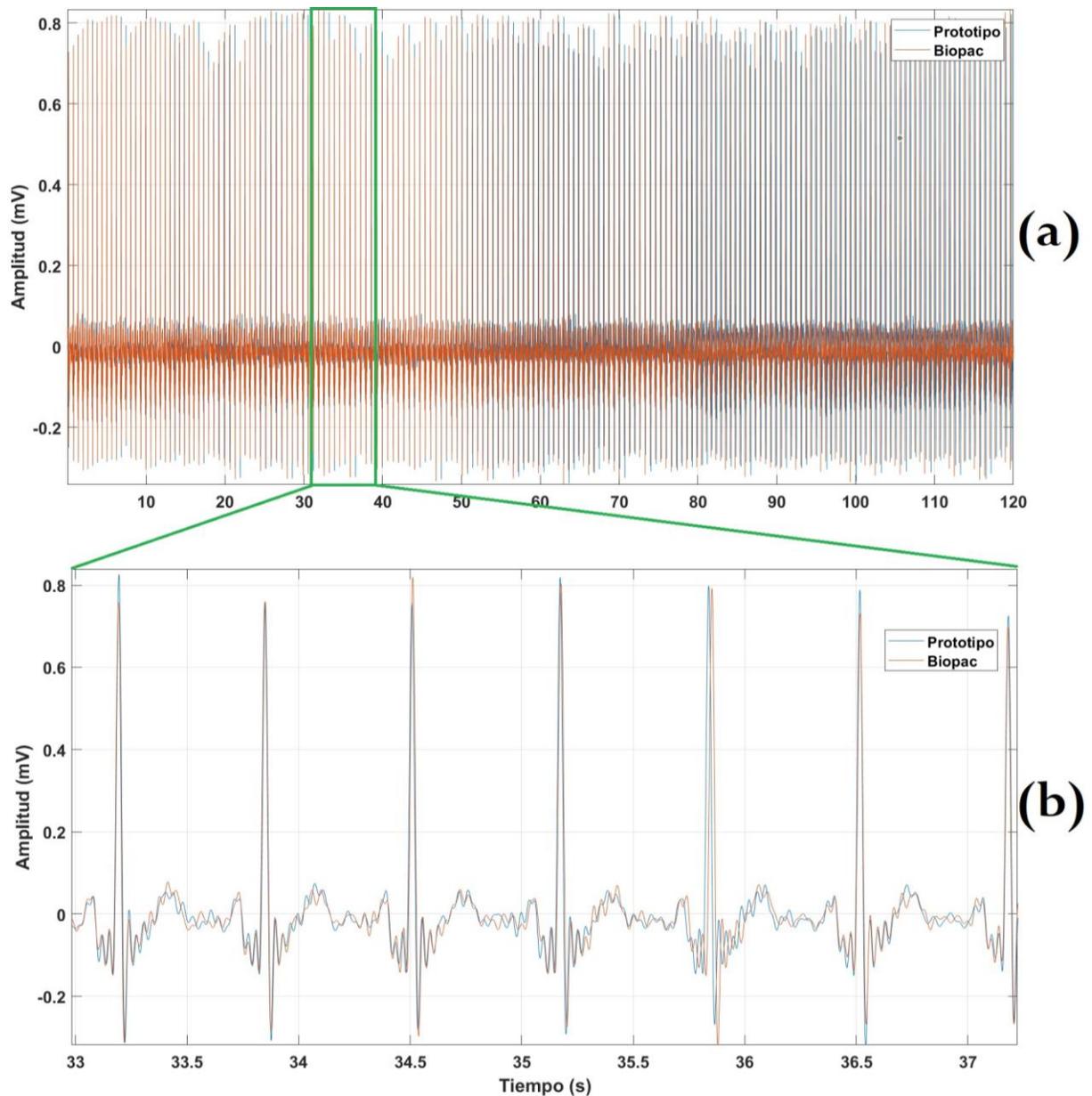


Fig. 48. Comparación morfológica entre señales ECG BIOPAC MP36 vs ECG de *Speedy-Heart* (a) Señal de 2 min (b) Segmento de señal ampliado.

Al comparar simultáneamente las morfologías del registro de ICG del BIOPAC MP36 contra el ICG *Speedy-Heart* (Fig. 49) después de sincronizar las señales, se obtiene una correlación positiva del 66.69%. Una posible causa de esta baja correlación entre las dos morfologías de los dos ICG, se debe a que los anchos de banda del ICG del BIOPAC y del prototipo son diferentes. Además, el ICG del prototipo tiene

componentes de alta frecuencia por lo que su frecuencia de corte en altas frecuencias es mayor que la del BIOPAC.

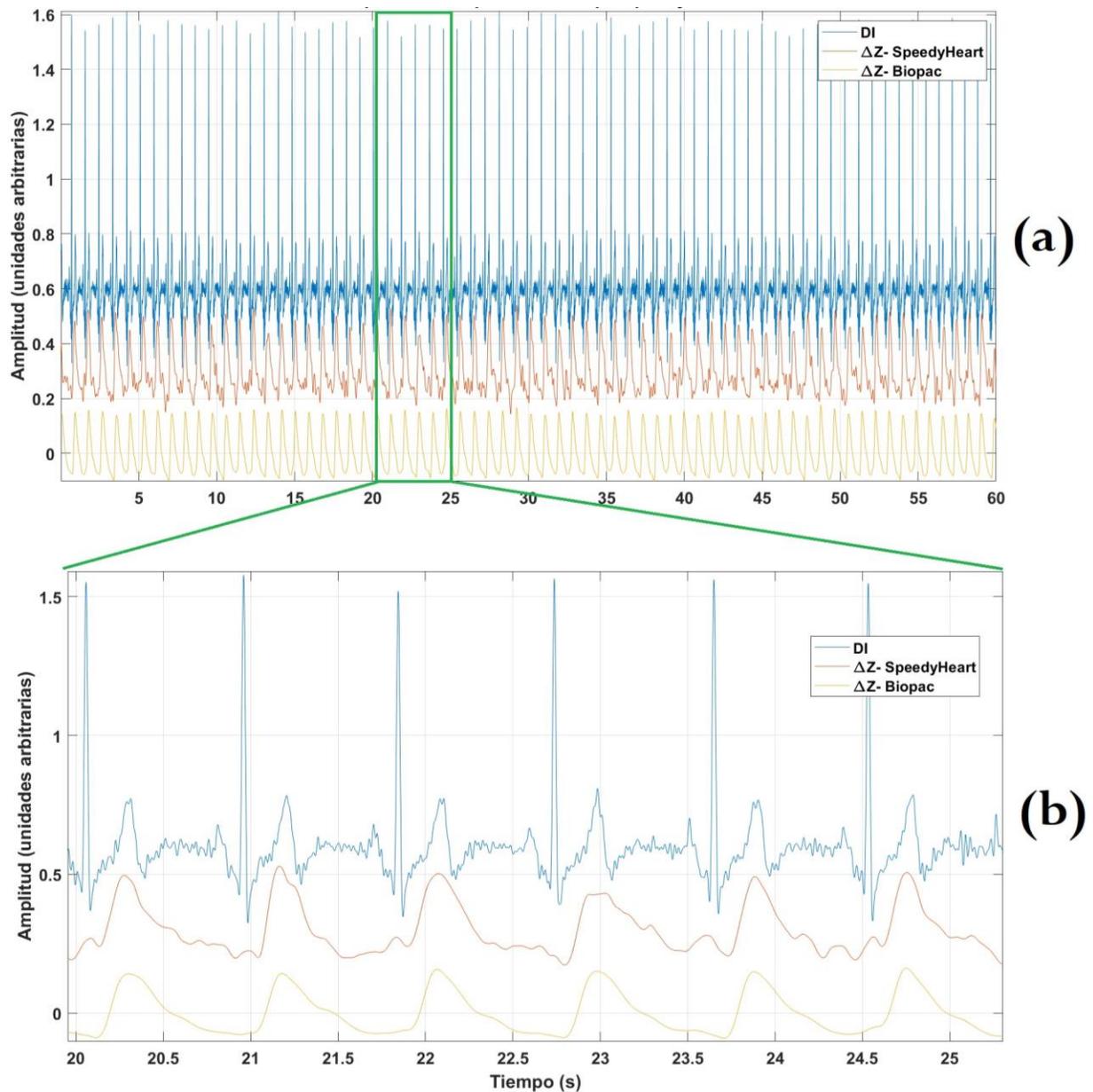


Fig. 49. Comparación morfológica entre señales ICG BIOPAC MP36 vs ICG de *Speedy-Heart* (a) Señal de 1 min (b) Segmento de señal ampliado.

El gráfico Bland-Altman para los registros de ICG se llevó a cabo evaluando su duración completa y el resultado se muestra en la Fig. 51, donde se observa que

también cumple con el estándar propuesto por la AAMI para la medición de la FC, que es de ± 5 lpm [67]. Para este registro de datos se obtuvo un CI de ± 4.04 lpm.

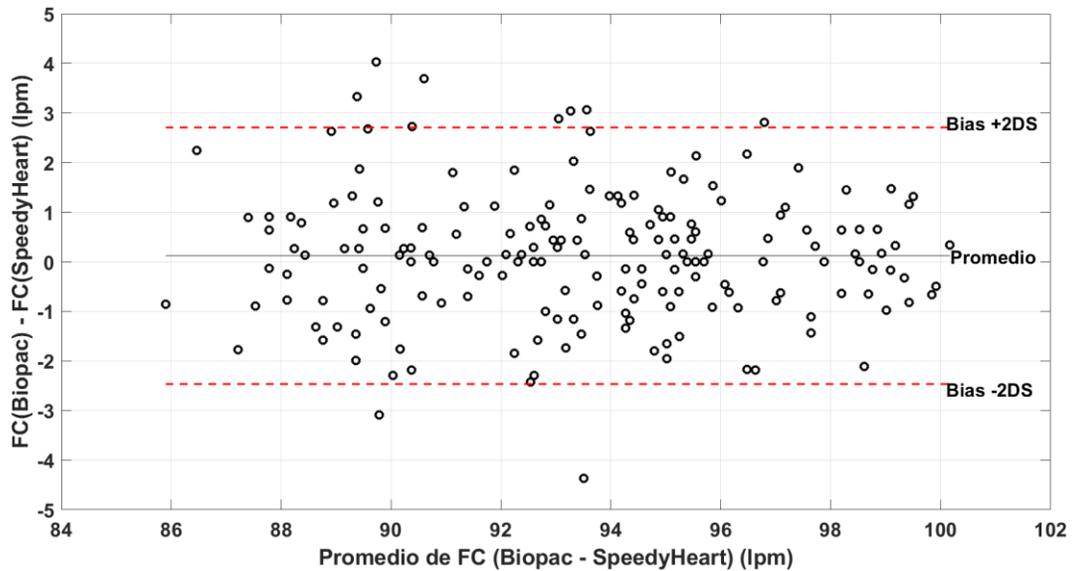


Fig. 50. Gráfico Bland-Altman obtenido de la diferencia de las frecuencias cardiacas calculadas del ECG BIOPAC MP36 y las FC del ECG para *Speedy-Heart*.

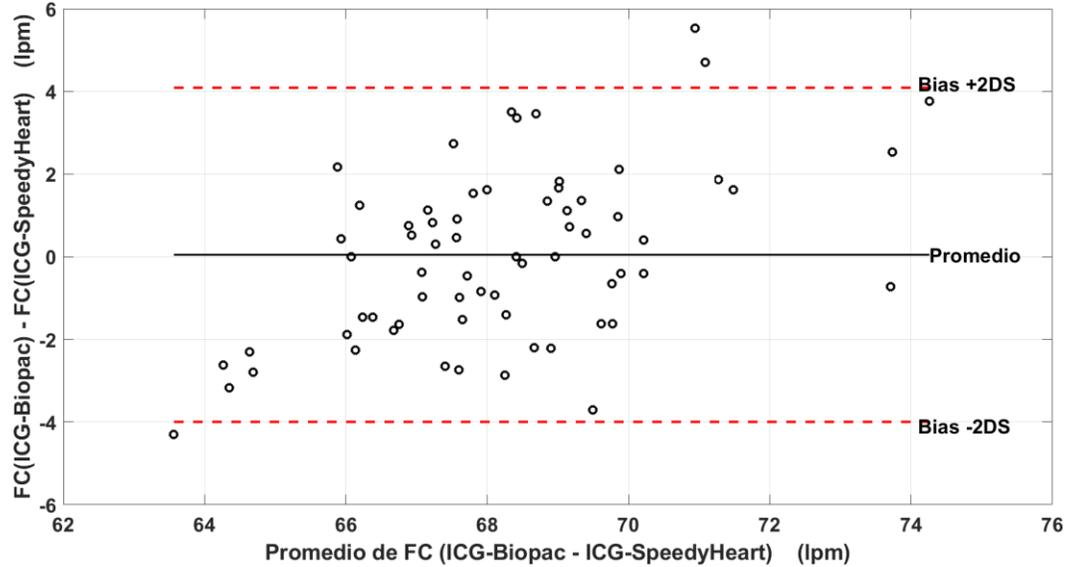


Fig. 51. Gráfico Bland-Altman obtenido de la diferencia de las frecuencias cardiacas calculadas del ICG BIOPAC MP36 y las FC del ICG para *Speedy-Heart*.

5.4 Creación de una base de datos

Después de validar el prototipo *Speedy-Heart*, se procedió a la creación de una base de datos utilizando un grupo de 12 sujetos normales, compuesto por 2 mujeres y 10 hombres, con edades comprendidas entre 25 y 33 años. Los criterios de inclusión, detallados en la Tabla 7, fueron establecidos para garantizar la participación de sujetos sin condiciones médicas recientes. Además, se requirió la aceptación y firma del consentimiento informado, cuya aprobación estuvo a cargo del Comité de Bioética de Salud en Seres Humanos (COBISH) del CINVESTAV, cuyo formato se encuentra en el anexo de este trabajo.

Adicionalmente, se aplicaron criterios de exclusión que abarcaban no estar bajo la influencia de sustancias que pudieran alterar el ritmo cardíaco (como alcohol o drogas), así como haber tenido una sesión de descanso adecuada (6 horas) la noche anterior a las pruebas.

Tabla 7. Criterios de inclusión y exclusión de los participantes.

| Criterios de inclusión | Criterios de exclusión |
|---|---|
| Edad indistinta | Sujetos con dispositivos cardíacos implantables |
| Sexo indistinto | Realización de actividad física 2 horas previas al registro |
| Aceptación y firma del consentimiento informado | Encontrarse bajo los efectos del alcohol o drogas |
| | Mujeres embarazadas |

Una vez que los participantes de este estudio aceptaron el consentimiento informado, como parte de este protocolo, se le asignó a cada uno un identificador único (X) y un número consecutivo. Además, se solicitó información adicional, como la edad, estatura

y peso, lo cual permitió calcular su índice de masa corporal (IMC). Todos estos datos se presentan de manera detallada en la tabla 8.

Tabla 8. Características de los registros adquiridos con *Speedy-Heart*.

| ID | Género | Edad (años) | Estatura (m) | Peso (Kg) | IMC $\left(\frac{Kg}{m^2}\right)$ |
|-----|--------|-------------|--------------|-----------|-----------------------------------|
| X01 | M | 26 | 1.68 | 69 | 24.4 |
| X02 | F | 25 | 1.60 | 56 | 21.9 |
| X03 | M | 30 | 1.79 | 97 | 30.3 |
| X04 | M | 26 | 1.72 | 85 | 28.7 |
| X05 | M | 33 | 1.70 | 84 | 29.1 |
| X06 | M | 25 | 1.76 | 76 | 24.5 |
| X07 | F | 30 | 1.60 | 60 | 23.4 |
| X08 | M | 28 | 1.80 | 86 | 26.5 |
| X09 | M | 31 | 1.70 | 73 | 25.3 |
| X10 | M | 29 | 1.78 | 78 | 24.6 |
| X11 | M | 28 | 1.75 | 92 | 30 |
| X12 | M | 29 | 1.65 | 70 | 25.7 |

Se pidió a los participantes se colocaran en posición sedente con el torso descubierto para colocar los electrodos y poder realizar la adquisición de las señales biomédicas correspondientes, de manera que es posible observar la posición de los electrodos en la Fig. 52, en donde:

- RA, LA, V2, RL y LL correspondientes a las derivaciones del ECG.
- V+, V-, S1 y S2 correspondientes a los canales para el ICG.
- Arnés SCG en cuyo interior se encuentra el acelerómetro MPU9250 para adquirir la señal SCG.

Se emplearon electrodos de Ag-AgCl debido a su elevada conductividad térmica y baja resistencia, lo que facilita una excelente transmisión de la señal eléctrica entre el electrodo y la piel del sujeto.

Lo siguiente fue conectar *Speedy-Heart*, a los electrodos para comenzar con la adquisición de las señales. Durante 7 min, los participantes debían permanecer en posición sedente, sin realizar ningún movimiento y sin hablar.

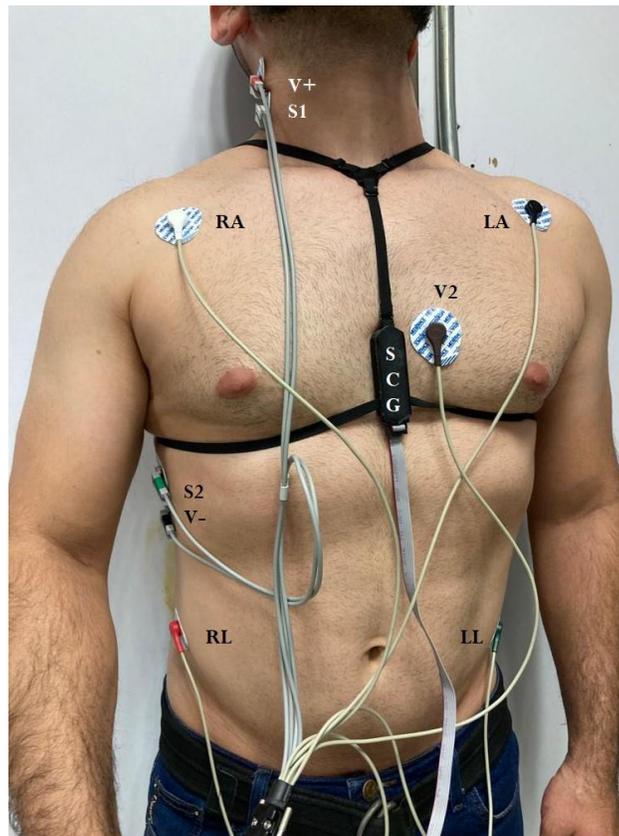


Fig. 52. Colocación de los electrodos para ECG e ICG y acelerómetro para señal de SCG utilizando *Speedy-Heart*.

La decisión que los participantes no realizarán ningún movimiento y tampoco pudieran hablar, se tomó con el objetivo de evitar la generación de artefactos de movimiento en las señales adquiridas. Esta precaución se tomó especialmente debido a la sensibilidad del acelerómetro MPU9250, que tenía la capacidad de registrar cambios en la aceleración del participante.

5.5 Adquisición de las señales

Speedy-Heart almacena todas las señales adquiridas (ECG, ICG y SCG) en una memoria microSD para su posterior procesamiento fuera de línea, empleando para ello Matlab 2022b. La Fig. 53 muestra un máximo de dos señales adquiridas en tiempo real con el fin de confirmar su adquisición correcta.

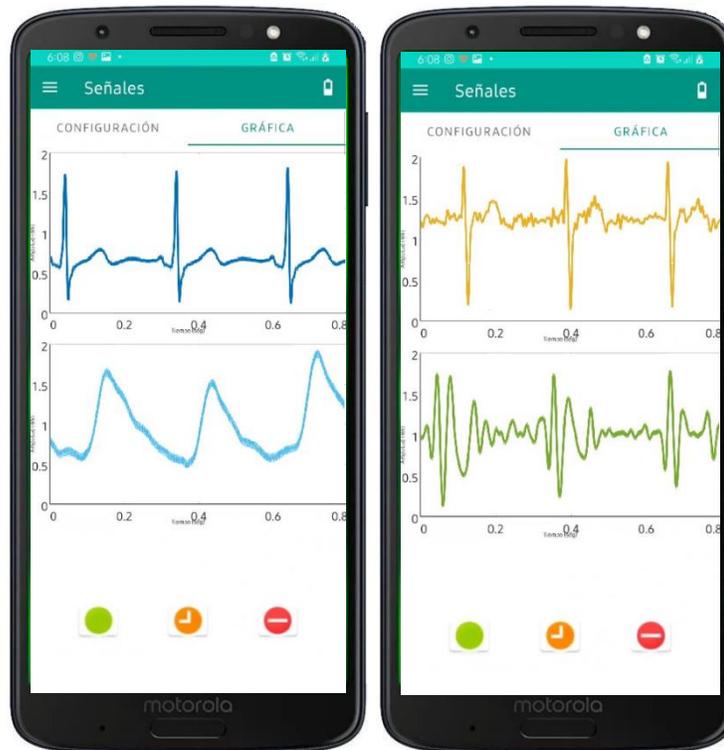


Fig. 53. Visualización de señales en tiempo real. Izquierda: ECG-DI y ICG. Derecha: ECG-V2 y SCG.

En el caso de las señales de ECG (DI, avF y V2), el procesamiento fuera de línea consiste en cargar los registros completos de 7 min de las tres derivaciones. A cada una de ellas se le aplica un HPF, descrito en la sección 5.2, con el objetivo de eliminar la componente frecuencial de la respiración. Luego, se aplica un LPF, también detallado en la sección 5.2, de acuerdo con los requisitos para el ECG no se cumple el ancho de banda hasta 150 Hz y el CMRR mayor de 80 dB en 60 Hz. Utilizando la CWT descrita en la sección 4.1, se localizan los picos de la onda R del complejo QRS, centrándonos inicialmente en la derivación DI. Es crucial señalar que este proceso no es exclusivo de la derivación DI, ya que mediante el mismo método se pueden identificar los picos de esta onda en las derivaciones avF y V2. No obstante, este paso

no se realizó, ya que sólo era necesario tomar la derivación DI como referencia para la identificación de los puntos característicos para el ICG y el SCG.

En cuanto a la señal de SCG, a pesar de que se almacenan los registros de los tres ejes del acelerómetro (x, y, z), sólo se cargan los registros completos de 7 min del eje Z (SCGz) debido a su relevancia clínica, como se especifica en la revisión del estado del arte en la sección 2.4. Posteriormente, se aplica un HPF y un LPF que se detalla en la sección 5.2 para este caso específico. La EMD, descrita en la sección 4.2, se utiliza en esta señal para eliminar componentes IMF no deseadas o ruidos.

En el caso de la señal de ICG, solo se cargan los registros completos de 7 min y se le aplica un filtro de Savitzky-Golay, como se describe en la sección 5.2. Además, se obtiene su derivada, dado su significado clínico para la identificación de puntos característicos.

La Fig. 54 muestra visualmente todas las señales mencionadas anteriormente.

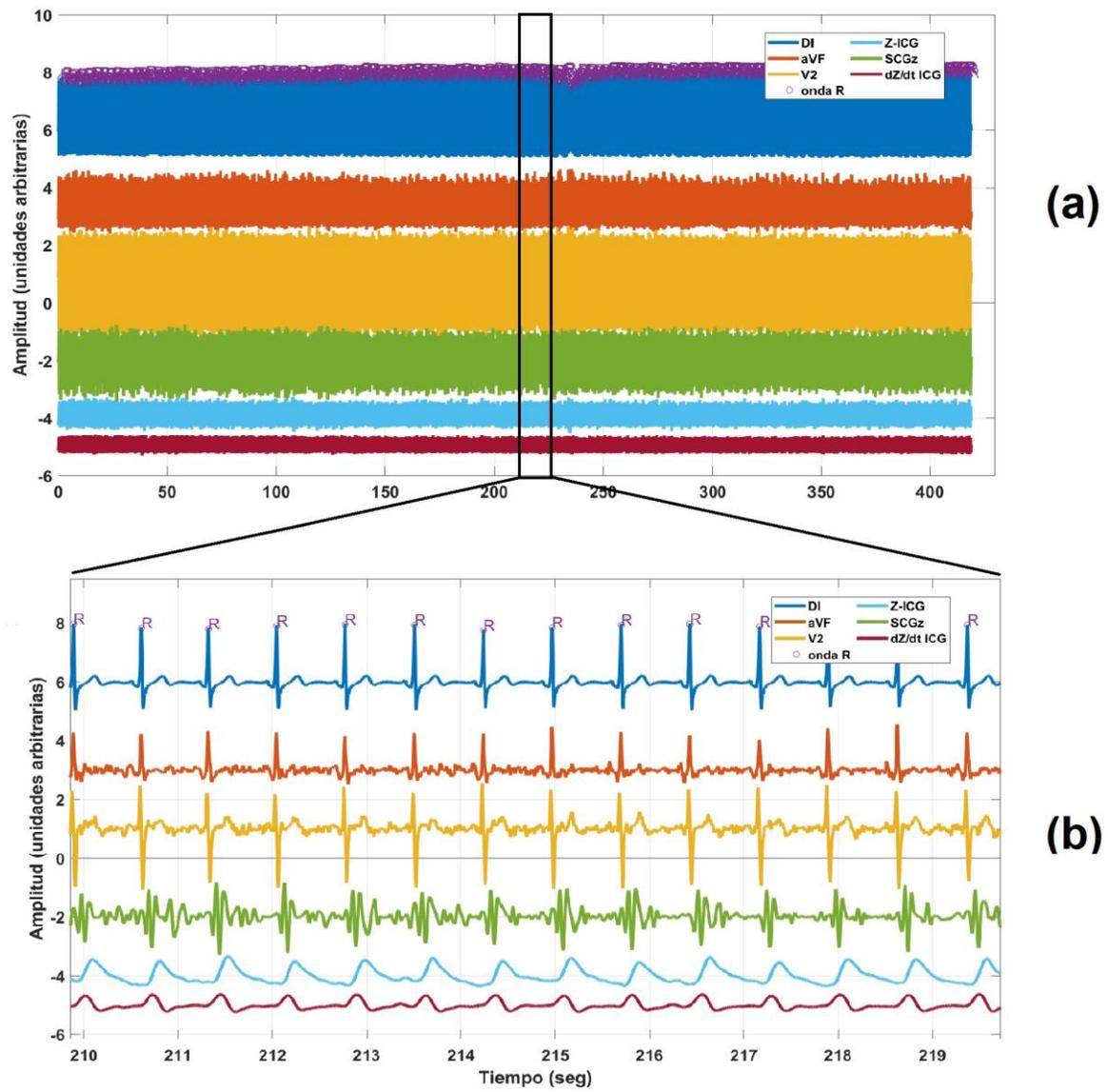


Fig. 54. Adquisición de señales con *Speedy-Heart*. (a) Registro completo 7 min. (b) Segmento de señal ampliado.

5.6 Detección de los puntos característicos

Una vez completados los procedimientos de preprocesamiento de las señales, la siguiente fase consistió en la detección de los puntos característicos en las señales de ICG y SCG mediante la identificación del pico de la onda R del ECG.

En el caso de la señal de ICG, se obtuvo el promedio de la señal cuya duración varió según el intervalo RR del ECG para cada sujeto obteniendo así una plantilla de la forma de onda (Fig. 55). A la par se empleó el algoritmo de realineación y promedio mejorado propuesto por Woody para potenciales evocados en EEG [64]. Este enfoque permitió evaluar la morfología obtenida mediante el cálculo del promedio común y compararla con la morfología obtenida mediante el método de Woody (Fig. 56).

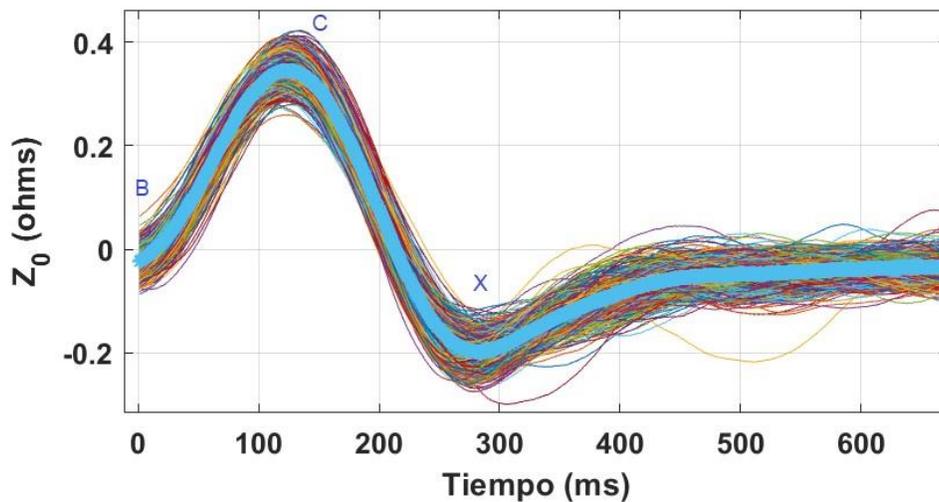


Fig. 55. Promedio para dZ/dt ICG del registro X11 con duración de 728 ms.

A partir de la plantilla obtenida con el método de Woody, se utilizó como patrón para la identificación de los puntos B, C y X en la señal de ICG, según se describe en el capítulo 4.4.

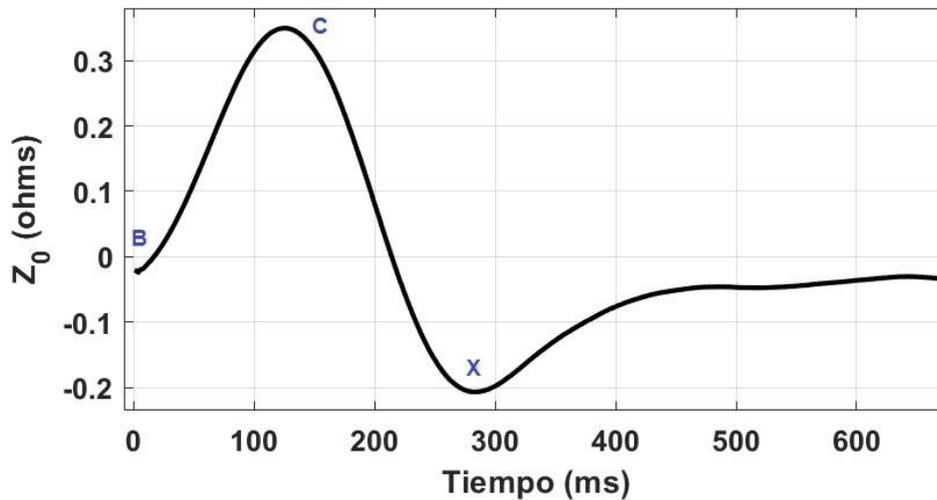


Fig. 56. Plantilla Woody para dZ/dt ICG del registro X11 con duración de 728 ms.

En el caso de la señal de SCG, se aplicó la metodología descrita en el capítulo 4.5. Al igual que con la señal de ICG, se obtuvo un promedio de las plantillas (Fig. 57) con una duración dependiente del intervalo RR del ECG para cada sujeto. El propósito (al igual que en el ICG) fue evaluar la morfología resultante mediante el cálculo del promedio común y compararla con la morfología obtenida mediante el método de Woody (Fig. 58).

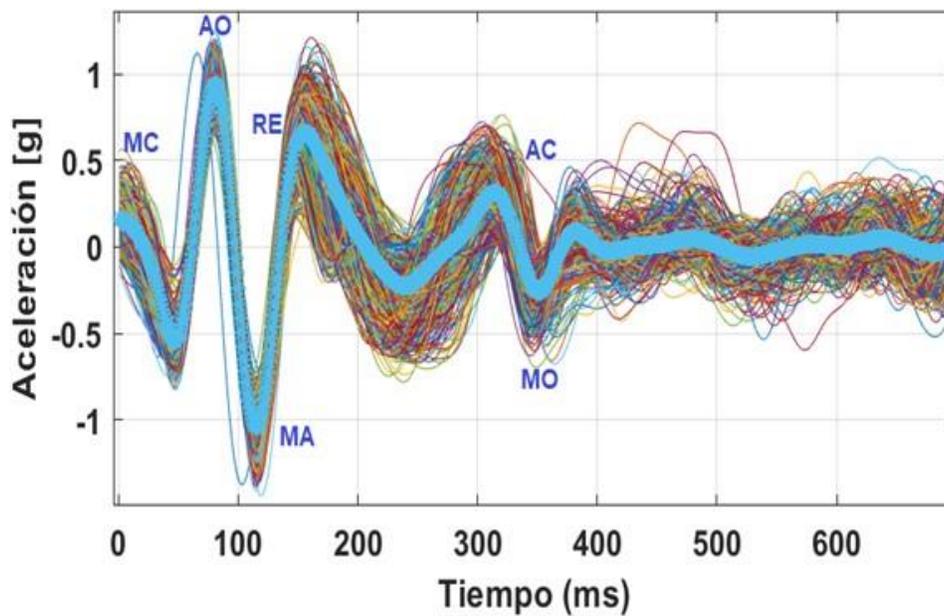


Fig. 57. Promedio para SCG del registro X11 con duración de 728 ms.

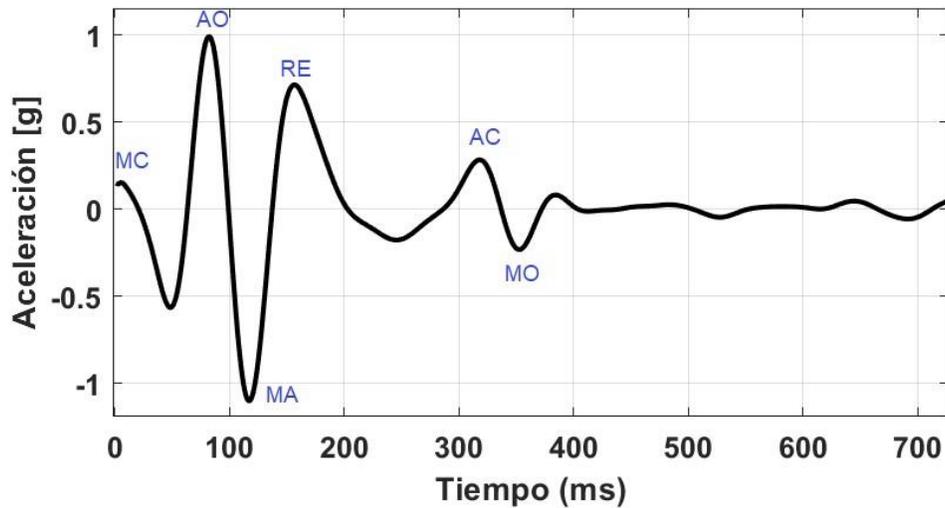


Fig. 58. Plantilla Woody para SCG del registro X11 con duración de 728 ms.

Para evaluar la concordancia entre las frecuencias cardíacas del SCG y el ECG se utiliza el método de Bland-Altman, tomando el punto AO como referencia el SCG siendo este el primer pico de mayor amplitud. De acuerdo con la base de datos obtenida y derivado de este análisis en el que fueron incluidos los doce registros de sujetos normales se obtuvo una concordancia con un CI de ± 1.62 lpm, cumpliendo satisfactoriamente con el estándar de la AAMI para la medición de la FC, que es de ± 5 lpm [70] tal como se observa en la Fig. 59.

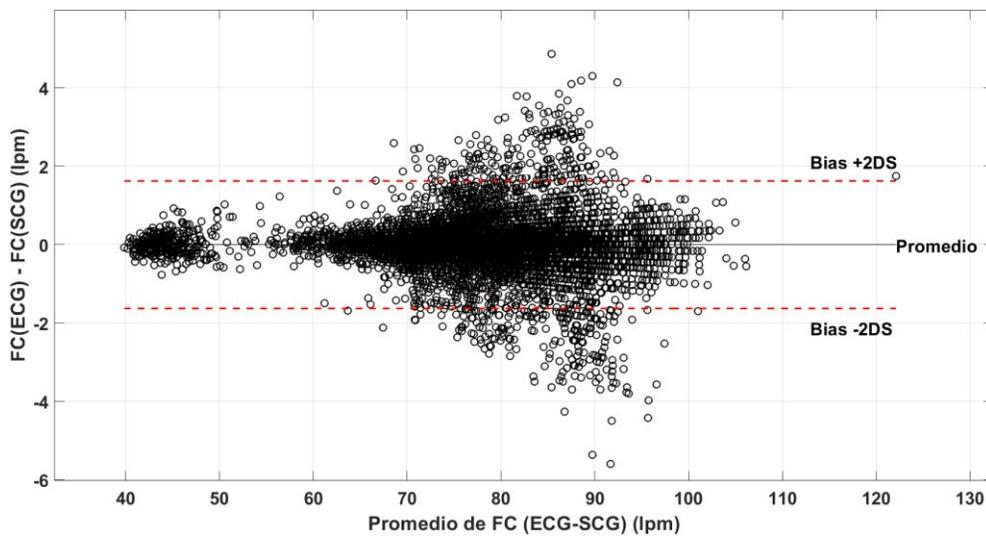


Fig. 59. Gráfico Bland-Altman de la diferencia de las FC medidas del ECG-D1 y el SCG-AO en los 12 sujetos.

Del mismo modo, se obtiene un gráfico Bland-Altman general para las señales de ICG en su punto C (el de mayor amplitud), obteniendo una concordancia con un CI de ± 2.28 lpm, cumpliendo satisfactoriamente con el estándar de la AAMI (Fig. 60).

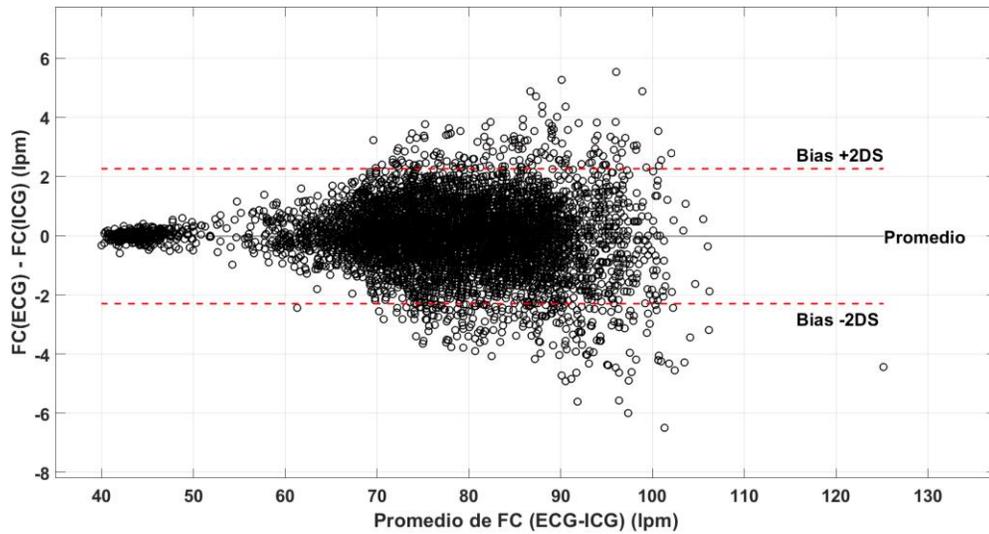


Fig. 60. Gráfico Bland-Altman de la diferencia de las FC medidas del ECG-D1 y el ICG-C en los 12 sujetos.

Finalmente, siguiendo los intervalos de búsqueda previamente definidos en los capítulos 4.4 y 4.5 para el ICG y el SCG, se procede a la identificación gráfica de los mismos. Los resultados de este proceso se presentan en la Fig. 61.

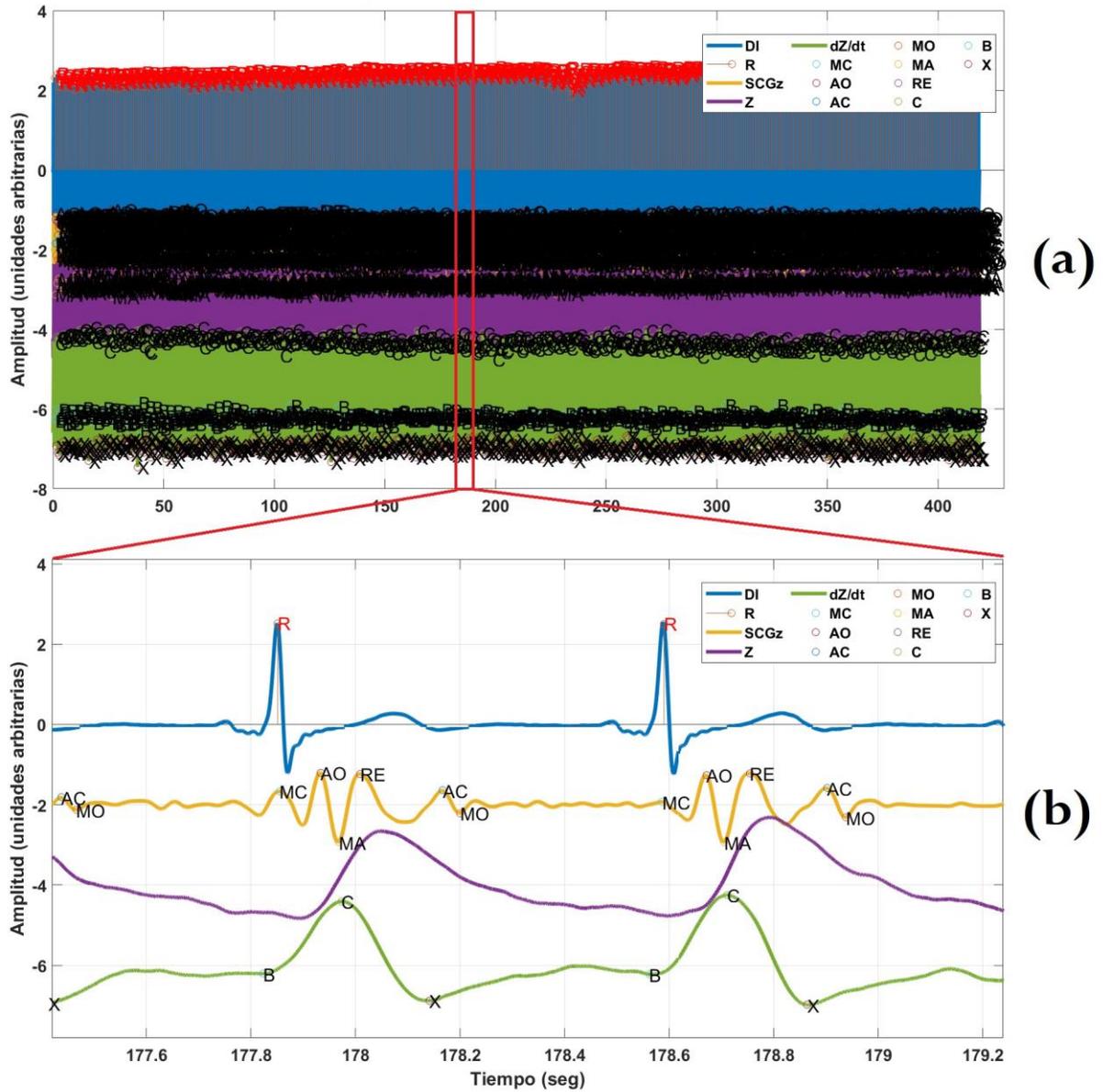


Fig. 61. (a) Identificación de los puntos característicos de ICG y SCG a partir del pico de la onda R de la derivación DI del ECG. (b) Segmento de señal ampliado.

6. CONCLUSIONES

Este trabajo representa un significativo avance en el diseño, desarrollo e implementación de un sistema integral para la adquisición y procesamiento de señales de origen cardíaco, con especial énfasis en la simultaneidad de la captura de datos en los tres ejes anatómicos. El cumplimiento de los objetivos delineados ha llevado a la creación de un prototipo portátil altamente funcional y eficiente que aborda diversas facetas de la monitorización, desde la adquisición hasta la visualización y procesamiento de las señales relevantes.

La implementación exitosa de un módulo de comunicación entre el ADS1294 y el microcontrolador ESP32 ha permitido la adquisición simultánea de las señales de ECG, ICG y SCG, proporcionando una perspectiva holística de la actividad cardíaca. Este logro ha contribuido significativamente a la comprensión integral de las señales fisiológicas en diferentes orígenes cardíacos.

La eficiente comunicación entre la memoria microSD y el ESP32 ha facilitado el almacenamiento efectivo de todos los registros, garantizando la integridad y accesibilidad de los datos recolectados. La implementación de un módulo dedicado para la medición del ICG, con su correspondiente comunicación con el ESP32, ha ampliado la capacidad del sistema para abordar múltiples aspectos de la actividad cardíaca, brindando así una solución completa y versátil.

El desarrollo de un prototipo portátil con dimensiones y peso reducido ha sido fundamental para hacer que el sistema sea práctico y accesible en diversas configuraciones de uso. La portabilidad no ha comprometido la calidad de las mediciones, y el diseño ergonómico del prototipo garantiza comodidad para los usuarios en situaciones de monitoreo prolongado.

La creación de una aplicación compatible con Android ha mejorado significativamente la accesibilidad y usabilidad del sistema. La visualización en tiempo real de las señales

en dispositivos móviles proporciona flexibilidad y conveniencia, facilitando su implementación en entornos clínicos o de monitoreo domiciliario.

La incorporación exitosa de un módulo de filtrado digital ha permitido delimitar el ancho de banda de las señales de ECG, SCG e ICG, reduciendo la interferencia de componentes electrónicos no deseados. Esto ha mejorado la calidad de las señales y ha facilitado un análisis más preciso y confiable.

La detección de puntos característicos en cada una de las señales, a pesar de no estar dentro de los objetivos específicos, ha añadido un nivel de detalle valioso al sistema. La identificación precisa de estos puntos proporciona información clave para el análisis clínico y permite un monitoreo más efectivo de la actividad cardíaca general.

La creación de una base de datos con registros cortos de las tres señales (ECG, SCG e ICG) en la posición sedente ha establecido un punto de referencia valioso para futuras investigaciones. Esta base de datos constituye un recurso esencial para la evaluación y validación del sistema en diferentes contextos y condiciones.

Consideraciones adicionales podrían incluir la integración de la detección del falso contacto de los electrodos para mejorar la fiabilidad y precisión de las mediciones fisiológicas, así como el análisis de la variabilidad de frecuencia cardíaca y otros intervalos (auriculares y/o ventriculares) para el diagnóstico, tratamiento y pronóstico de enfermedades cardiovasculares. Además, la posibilidad de explorar la expansión de la base de datos para abordar diversas posturas y sujetos con enfermedades cardiovasculares conocidas (Bloqueos AV, Bradicardias, Taquicardias), ampliando así el espectro de aplicaciones clínicas y de investigación.

En resumen, la consecución de los objetivos planteados ha dado lugar a un sistema integral, innovador y robusto para la monitorización cardíaca. La combinación de hardware eficiente, comunicación efectiva, y software adaptado ha sentado las bases para la aplicación potencial en entornos clínicos y de investigación.

REFERENCIAS

- [1] World Health Organization, "The top 10 causes of death." Accessed: Oct. 31, 2022. [Online]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>
- [2] Instituto Nacional de Geografía y Estadística (INEGI), "Comunicado de prensa núm. NÚM. 26/24." Accessed: Jan. 24, 2023. [Online]. Available: https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/boletines/2024/EDR/EDR2023_En-Jn.pdf
- [3] Instituto Nacional de Geografía y Estadística (INEGI), "Comunicado de prensa número 644/23." Accessed: Dec. 31, 2023. [Online]. Available: <https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/boletines/2023/EDR/EDR2022-Dft.pdf>
- [4] K. E. Barrett and W. F. Ganong, *Ganong. Fisiología médica*. McGraw-Hill Medical, 2010.
- [5] J. E. Hall and A. C. Guyton, "Guyton y Hall. Tratado de fisiología médica 13.^a ed." [Online]. Available: www.meddics.com
- [6] G. Lopera, H. v. Huikuri, T. H. Makikallio, A. Castellanos, and R. J. Myerburg, "Puesta al día. Muerte súbita (VIII) Muerte súbita isquémica: análisis crítico de los marcadores de riesgo." [Online]. Available: <https://www.revespcardiol.org/>,
- [7] Task Force of the European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing Electrophysiology, "'Heart Rate Variability,'" *Circulation*, vol. 93, no. 5, pp. 1043–1065, Mar. 1996. doi: <https://doi.org/10.1161/01.CIR.93.5.1043>.
- [8] R. Casanella, F. Khosrow-khavar, S. Schmidt, J. Zanetti, and K. Tavakolian, "Cardiac Mechanical Signals," Springer, 2019, pp. 63–79. doi: 10.1007/978-981-10-5092-3_3.
- [9] A. Taebi, B. Solar, A. Bomar, R. Sandler, and H. Mansy, "Recent Advances in Seismocardiography," *Vibration*, vol. 2, no. 1, pp. 64–86, Jan. 2019, doi: 10.3390/vibration2010005.

- [10] Y. Hassan, M. Amin, E. Mehdi, and A. E. Morteza, "Design and Implementation of a Portable Impedance Cardiography System for Noninvasive Stroke Volume Monitoring," *J Med Signals Sens*, vol. 6, no. 1, pp. 47–56, Jan. 2016.
- [11] W. Uribe, M. Duque, and E. Medina, *Electrocardiografía y arritmias*. Accessed: Oct. 31, 2022. [Online]. Available: <https://www.siacardio.com/wp-content/uploads/2015/01/Libro-EKG-y-Arritmias-WU.pdf>
- [12] C. Alvarado Serrano, "Análisis de la variabilidad de intervalos de tiempo del ECG," *Ph.D. Thesis, Universitat Politècnica de Catalunya*, Nov. 2001, Accessed: Apr. 06, 2023. [Online]. Available: <http://www.tdx.cat/handle/10803/6321>
- [13] Departamento de Fisiología, Facultad de Medicina, and UNAM, "Fundamentos Electrofisiológicos del electrocardiograma." Accessed: Oct. 31, 2022. [Online]. Available: <http://liceaga.facmed.unam.mx/deptos/fisiologia/wp-content/uploads/2021/01/3-Electrocardiograma.pdf>
- [14] "The ECG Leads, Polarity and Einthoven's Triangle." Accessed: Oct. 31, 2022. [Online]. Available: <https://thephysiologist.org/study-materials/the-ecg-leads-polarity-and-einthovens-triangle/>
- [15] "El electrocardiograma explicado." Accessed: Oct. 31, 2022. [Online]. Available: <http://www.cardio-research.com/spanish/el-electrocardiograma-explicado?tmpl=%2Fsystem%2Fapp%2Ftemplates%2Fprint%2F&showPrintDialog=1>
- [16] J. M. Zanetti and D. M. Salerno, "Seismocardiography: a technique for recording precordial acceleration," in *[1991] Computer-Based Medical Systems@m_Proceedings of the Fourth Annual IEEE Symposium*, IEEE Comput. Soc. Press, pp. 4–9. doi: 10.1109/CBMS.1991.128936.
- [17] C. M. Agress and L. G. Fields, "New method for analyzing heart vibrations," *Am J Cardiol*, vol. 4, no. 2, pp. 184–190, Aug. 1959, doi: 10.1016/0002-9149(59)90246-2.
- [18] D. Rai, H. K. Thakkar, S. S. Rajput, J. Santamaria, C. Bhatt, and F. Roca, "A comprehensive review on seismocardiogram: Current advancements on acquisition, annotation, and applications," *Mathematics*, vol. 9, no. 18, Sep. 2021, doi: 10.3390/math9182243.

- [19] D. M. Salerno and J. Zanetti, "Seismocardiography for Monitoring Changes in Left Ventricular Function during Ischemia," *Chest*, vol. 100, no. 4, pp. 991–993, Oct. 1991, doi: 10.1378/chest.100.4.991.
- [20] R. S. Crow, P. Hannan, D. Jacobs, L. Hedquist, and D. M. Salerno, "Relationship between Seismocardiogram and Echocardiogram for Events in the Cardiac Cycle," *American Journal of Noninvasive Cardiology*, vol. 8, no. 1, pp. 39–46, 1994, doi: 10.1159/000470156.
- [21] B. Ngai, K. Tavakolian, A. Akhbardeh, A. P. Blaber, B. Kaminska, and A. Noordergraaf, "Comparative analysis of seismocardiogram waves with the ultra-low frequency ballistocardiogram," in *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, IEEE, Sep. 2009, pp. 2851–2854. doi: 10.1109/IEMBS.2009.5333649.
- [22] P. F. Migeotte *et al.*, "Three dimensional ballisto- and seismo-cardiography: HIJ wave amplitudes are poorly correlated to maximal systolic force vector," in *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 2012, pp. 5046–5049. doi: 10.1109/EMBC.2012.6347127.
- [23] O. T. Inan *et al.*, "Ballistocardiography and Seismocardiography: A Review of Recent Advances," *IEEE J Biomed Health Inform*, vol. 19, no. 4, pp. 1414–1427, Jul. 2015, doi: 10.1109/JBHI.2014.2361732.
- [24] K. Tavakolian, "Characterization and analysis of seismocardiogram for estimation of hemodynamic parameters," Simon Fraser University, Burnaby, British Columbia, Canada, 2010.
- [25] F. Landreani *et al.*, "Heartbeat Detection Using Three-Axial Seismocardiogram Acquired by Mobile Phone," in *Computing in Cardiology*, IEEE Computer Society, Sep. 2018. doi: 10.22489/CinC.2018.215.
- [26] V. Gurev, T. Kouhyar, C. Jason, K. Bozena, B. Andrew P, and T. Natalia A, "Mechanisms underlying isovolumic contraction and ejection peaks in seismocardiogram morphology," *J Med Biol Eng*, vol. 32, no. 2, p. 103, 2012, doi: 10.5405/jmbe.847.

- [27] M. Jafari Tadi *et al.*, "A new algorithm for segmentation of cardiac quiescent phases and cardiac time intervals using seismocardiography," Sixth International Conference on Graphic and Image Processing (ICGIP 2014), Mar. 2015, p. 94432K. doi: 10.1117/12.2179346.
- [28] O. Lahdenoja *et al.*, "Atrial Fibrillation Detection via Accelerometer and Gyroscope of a Smartphone," *IEEE J Biomed Health Inform*, vol. 22, no. 1, pp. 108–118, Jan. 2018, doi: 10.1109/JBHI.2017.2688473.
- [29] Z. Iftikhar *et al.*, "Multiclass Classifier based Cardiovascular Condition Detection Using Smartphone Mechanocardiography," *Sci Rep*, vol. 8, no. 1, p. 9344, Jun. 2018, doi: 10.1038/s41598-018-27683-9.
- [30] M. Pankaala *et al.*, "Detection of atrial fibrillation with seismocardiography," in *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, IEEE, Aug. 2016, pp. 4369–4374. doi: 10.1109/EMBC.2016.7591695.
- [31] T. Hurnanen *et al.*, "Automated Detection of Atrial Fibrillation Based on Time–Frequency Analysis of Seismocardiograms," *IEEE J Biomed Health Inform*, vol. 21, no. 5, pp. 1233–1241, Sep. 2017, doi: 10.1109/JBHI.2016.2621887.
- [32] M. Paukkunen *et al.*, "Beat-by-Beat Quantification of Cardiac Cycle Events Detected From Three-Dimensional Precordial Acceleration Signals," *IEEE J Biomed Health Inform*, vol. 20, no. 2, pp. 435–439, Mar. 2016, doi: 10.1109/JBHI.2015.2391437.
- [33] W. D. Scherz, L. M. Soria Morillo, and R. Seepold, "Multi-dimensional kineticardiography a new approach for wearable cardiac monitoring through body acceleration," XIV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2016, 2016, pp. 1119–1124. doi: 10.1007/978-3-319-32703-7_219.
- [34] P. K. Jain, A. K. Tiwari, and V. S. Chourasia, "Performance analysis of seismocardiography for heart sound signal recording in noisy scenarios," *J Med Eng Technol*, vol. 40, no. 3, pp. 106–118, Apr. 2016, doi: 10.3109/03091902.2016.1139203.

- [35] J. Yao, S. Tridandapani, C. A. Wick, and P. T. Bhatti, "Seismocardiography-Based Cardiac Computed Tomography Gating Using Patient-Specific Template Identification and Detection," *IEEE J Transl Eng Health Med*, vol. 5, pp. 1–14, 2017, doi: 10.1109/JTEHM.2017.2708100.
- [36] D. M. Salerno, J. M. Zanetti, L. A. Green, M. R. Mooney, J. D. Madison, and R. A. Van Tassel, "Seismocardiographic changes associated with obstruction of coronary blood flow during balloon angioplasty," *Am J Cardiol*, vol. 68, no. 2, pp. 201–207, Jul. 1991, doi: 10.1016/0002-9149(91)90744-6.
- [37] K. Tavakolian *et al.*, "Precordial acceleration signals improve the performance of diastolic timed vibrations," *Med Eng Phys*, vol. 35, no. 8, pp. 1133–1140, Aug. 2013, doi: 10.1016/j.medengphy.2012.12.001.
- [38] A. Q. Javaid *et al.*, "Quantification of Posture Induced Changes in Wearable Seismocardiogram Signals for Heart Failure Patients," *Computing in Cardiology*, Sep. 2016. doi: 10.22489/CinC.2016.224-428.
- [39] O. T. Inan *et al.*, "Novel Wearable Seismocardiography and Machine Learning Algorithms Can Assess Clinical Status of Heart Failure Patients," *Circ Heart Fail*, vol. 11, no. 1, Jan. 2018, doi: 10.1161/CIRCHEARTFAILURE.117.004313.
- [40] H. Ashouri, S. Hersek, and O. T. Inan, "Universal Pre-Ejection Period Estimation Using Seismocardiography: Quantifying the Effects of Sensor Placement and Regression Algorithms," *IEEE Sens J*, vol. 18, no. 4, pp. 1665–1674, Feb. 2018, doi: 10.1109/JSEN.2017.2787628.
- [41] A. Dinh, F. M. Bui, and T. Nguyen, "An accelerometer based system to measure myocardial performance index during stress testing," in *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, IEEE, Aug. 2016, pp. 4877–4880. doi: 10.1109/EMBC.2016.7591820.
- [42] E. Pinheiro, O. Postolache, and P. Girão, "Contactless Impedance Cardiography Using Embedded Sensors," *Measurement Science Review*, vol. 13, no. 3, pp. 157–164, Jun. 2013, doi: 10.2478/msr-2013-0025.
- [43] R. Paterson, "Bioelectric Impedance Measurements," in *Medical Devices and Systems*, 3rd ed., J. D. Bronzino, Ed., Connecticut, U.S.A., 2006.

- [44] J. Malmivuo and R. Plonsey, *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press, 1995. doi: 10.1093/acprof:oso/9780195058239.001.0001.
- [45] G. Malfatto *et al.*, “Transthoracic Impedance Accurately Estimates Pulmonary Wedge Pressure in Patients With Decompensated Chronic Heart Failure,” *Congestive Heart Failure*, vol. 18, no. 1, pp. 25–31, Jan. 2012, doi: 10.1111/j.1751-7133.2011.00248.x.
- [46] G. Gielerak, P. Krzesiński, E. Piotrowicz, and R. Piotrowicz, “The Usefulness of Impedance Cardiography for Predicting Beneficial Effects of Cardiac Rehabilitation in Patients with Heart Failure,” *Biomed Res Int*, vol. 2013, pp. 1–8, 2013, doi: 10.1155/2013/595369.
- [47] F. Martínez-Suárez, J. A. García-Limón, J. E. Baños-Bautista, C. Alvarado-Serrano, and O. Casas, “Low-Power Long-Term Ambulatory Electrocardiography Monitor of Three Leads with Beat-to-Beat Heart Rate Measurement in Real Time,” *Sensors*, vol. 23, no. 19, p. 8303, Oct. 2023, doi: 10.3390/s23198303.
- [48] P. Sahoo, H. Thakkar, and M.-Y. Lee, “A Cardiac Early Warning System with Multi Channel SCG and ECG Monitoring for Mobile Health,” *Sensors*, vol. 17, no. 4, p. 711, Mar. 2017, doi: 10.3390/s17040711.
- [49] P. Kligfield *et al.*, “Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram: Part I: The electrocardiogram and its technology: A scientific statement from the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology; the American College of Cardiology Foundation; and the Heart Rhythm Society,” *Circulation*, vol. 115, no. 10, pp. 1306–1324, Mar. 2007. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.106.180200.
- [50] A. Q. Javaid *et al.*, “Quantifying and Reducing Motion Artifacts in Wearable Seismocardiogram Measurements During Walking to Assess Left Ventricular Health,” *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 64, no. 6, pp. 1277–1286, Jun. 2017, doi: 10.1109/TBME.2016.2600945.

- [51] C. Yang, S. Tang, and N. Tavassolian, "Utilizing Gyroscopes Towards the Automatic Annotation of Seismocardiograms," *IEEE Sens J*, vol. 17, no. 7, pp. 2129–2136, Apr. 2017, doi: 10.1109/JSEN.2017.2663420.
- [52] C. Yang and N. Tavassolian, "Pulse transit time measurement using seismocardiogram and in-ear acoustic sensor," in *2016 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*, IEEE, Oct. 2016, pp. 188–191. doi: 10.1109/BioCAS.2016.7833763.
- [53] C. Yang and N. Tavassolian, "Combined Seismo- and Gyro-Cardiography: A More Comprehensive Evaluation of Heart-Induced Chest Vibrations," *IEEE J Biomed Health Inform*, vol. 22, no. 5, pp. 1466–1475, Sep. 2018, doi: 10.1109/JBHI.2017.2764798.
- [54] F. Leitão *et al.*, "High-Resolution Seismocardiogram Acquisition and Analysis System," *Sensors*, vol. 18, no. 10, p. 3441, Oct. 2018, doi: 10.3390/s18103441.
- [55] M. Hernández-Urrea, R. Casanella, C. Javierre, and O. Casas, "An Easy-to-Use Hand-to-Hand Impedance-Based Sensor to Obtain Carotid Pulse Arrival Time," *IEEE Sens J*, vol. 23, no. 5, pp. 5362–5369, Mar. 2023, doi: 10.1109/JSEN.2022.3232985.
- [56] Espressif Systems, "ESP32 Series Datasheet v4.3." 2023. Accessed: Jan. 16, 2023. [Online]. Available: https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&cad=rja&uact=8&ved=2ahUKEwiX2NOu6cuCAxXjD0QIHUCECI4QFnoECBoQAQ&url=https%3A%2F%2Fwww.espressif.com%2Fsites%2Fdefault%2Ffiles%2Fdocumentation%2Fesp32_datasheet_en.pdf&usg=AOvVaw0aPqs26KTwgQAQ33yEv dPB&opi=89978449
- [57] Texas Instrument, "'Data sheet ADS1294, ADS1296, ADS1296R, ADS1298, ADS1298R," *JANUARY 2010–REVISED AUGUST 2015*. 2010. Accessed: Nov. 06, 2021. [Online]. Available: <https://www.ti.com/product/ADS1294>
- [58] S. G. Mallat, "A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation," *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*, vol. 11, no. 7, pp. 674–693, Jul. 1989, doi: 10.1109/34.192463.

- [59] M. Unser, A. Aldroubi, and S. J. Schiff, "Fast implementation of the continuous wavelet transform with integer scales," *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol. 42, no. 12, pp. 3519–3523, 1994, doi: 10.1109/78.340787.
- [60] C. Alvarado, J. Arregui, J. Ramos, and R. Pallas-Areny, "Automatic Detection of ECG Ventricular Activity Waves using Continuous Spline Wavelet Transform," in *2005 2nd International Conference on Electrical and Electronics Engineering*, IEEE, pp. 189–192. doi: 10.1109/ICEEE.2005.1529605.
- [61] S. Siecinski, P. S. Kostka, and E. J. Tkacz, "Influence of Empirical Mode Decomposition on Heart Rate Variability Indices Obtained from Smartphone Seismocardiograms," in *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, IEEE, Jul. 2019, pp. 4913–4916. doi: 10.1109/EMBC.2019.8857452.
- [62] W. Seok, K. J. Lee, D. Cho, J. Roh, and S. Kim, "Blood Pressure Monitoring System Using a Two-Channel Ballistocardiogram and Convolutional Neural Networks," *Sensors*, vol. 21, no. 7, p. 2303, Mar. 2021, doi: 10.3390/s21072303.
- [63] N. E. Huang *et al.*, "The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis," *Proceedings of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, vol. 454, no. 1971, pp. 903–995, Mar. 1998, doi: 10.1098/rspa.1998.0193.
- [64] C. D. Woody, "Characterization of an adaptive filter for the analysis of variable latency neuroelectric signals," *Med Biol Eng*, vol. 5, no. 6, pp. 539–554, Nov. 1967, doi: 10.1007/BF02474247.
- [65] M. Metshein, A. Krivošej, A. Abdullayev, P. Annus, and O. Märtens, "Non-Standard Electrode Placement Strategies for ECG Signal Acquisition," *Sensors*, vol. 22, no. 23, p. 9351, Dec. 2022, doi: 10.3390/s22239351.
- [66] M. Di Rienzo, E. Vaini, and P. Lombardi, "An algorithm for the beat-to-beat assessment of cardiac mechanics during sleep on Earth and in microgravity from the seismocardiogram," *Sci Rep*, vol. 7, no. 1, p. 15634, Nov. 2017, doi: 10.1038/s41598-017-15829-0.
- [67] Z. M. Işilay Zeybek, V. Racca, A. Pezzano, M. Tavanelli, and M. Di Rienzo, "Can Seismocardiogram Fiducial Points Be Used for the Routine Estimation of Cardiac

Time Intervals in Cardiac Patients?,” *Front Physiol*, vol. 13, Mar. 2022, doi: 10.3389/fphys.2022.825918.

- [68] S. Sieciński, E. J. Tkacz, and P. S. Kostka, “Heart Rate Variability Analysis on Electrocardiograms, Seismocardiograms and Gyrocardiograms of Healthy Volunteers and Patients with Valvular Heart Diseases,” *Sensors*, vol. 23, no. 4, p. 2152, Feb. 2023, doi: 10.3390/s23042152.
- [69] J. M. Bland and D. G. Altman, “Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement,” *Lancet Lond. Eng*, vol. 1, no. 8476, pp. 307–310, Feb. 1986, doi: 10.1016/S0140-6736(86)90837-8.
- [70] American National Standards Institute and Association for the Advancement of Medical Instrumentation, “Cardiac monitors, heart rate meters, and alarms,” *ANSI Standard*. 2002.

ANEXOS

A.1 Participación en Estancia de Investigación

Universidad Politécnica de Cataluña. Barcelona, España. Mayo- Julio 2023.

Durante esta estancia se trabajó con el Grupo de Investigación de Instrumentación Sensores e Interfaces bajo la dirección del Dr Ramón Casanella Alonso.

Ahí se llevaron a cabo las pruebas fundamentales de funcionamiento y ajuste de la señal de ICG, utilizando la instrumentación electrónica necesaria para adaptarla a los requisitos del prototipo *Speedy-Heart*. Además, se realizaron pruebas de validación empleando un dispositivo comercial con certificación europea, como lo es el BIOPAC MP36.

A.2 Diagrama esquemático, PCB y placa impresa *Speedy-Heart*

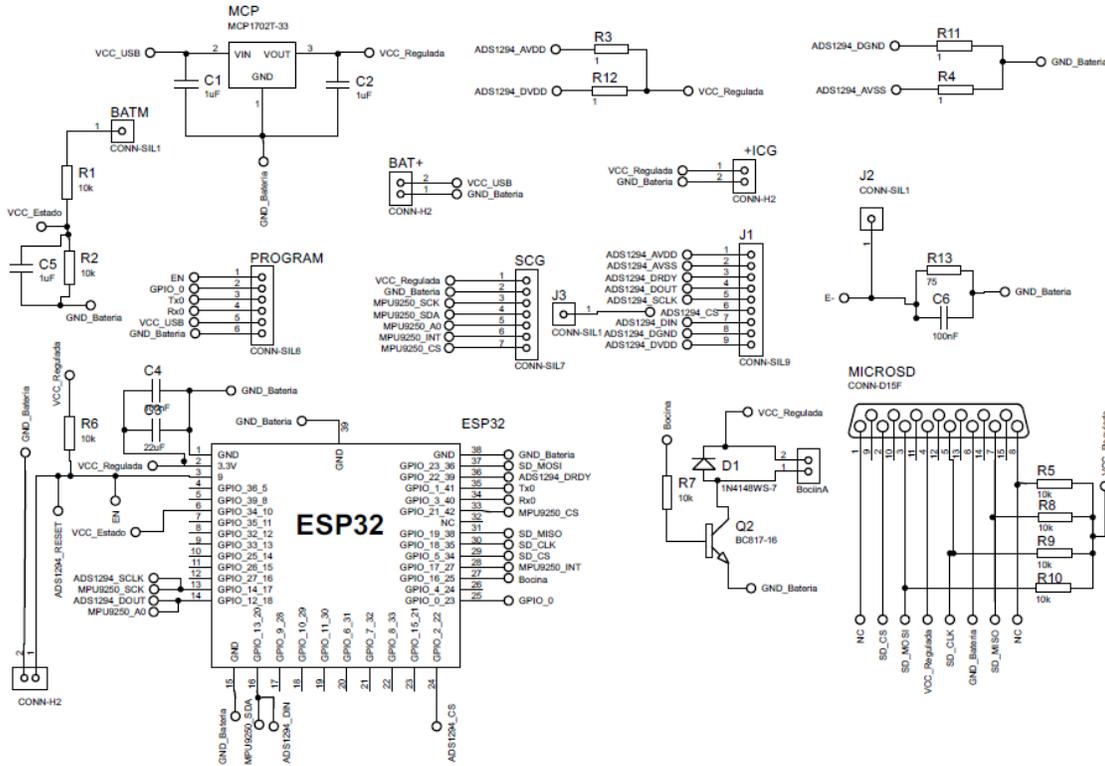


Fig. 62. Diagrama esquemático de la placa final *Speedy-Heart*.

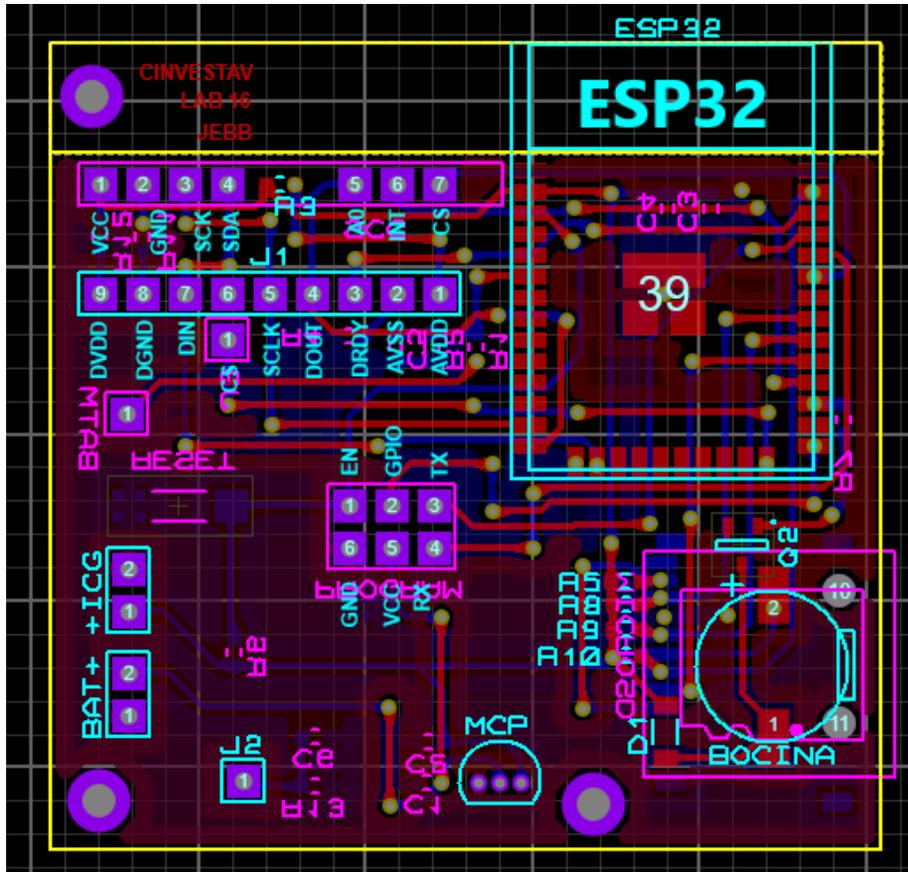


Fig. 63. PCB de la placa final *Speedy-Heart*.



Fig. 64. Placa impresa final *Speedy-Heart*.

A.3 Pinado de conector DB15 (ICG y ECG) y conector 8 vías (SCG)

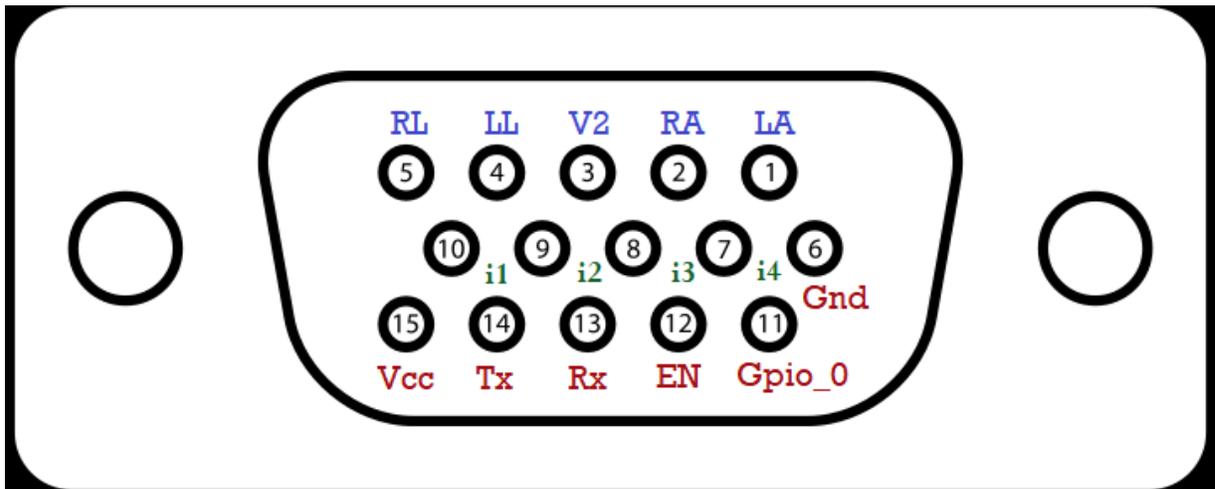


Fig. 65. Pinado del conector DB-15 para Speedy-Heart. Azul: Conexión ECG, Verde: Conexión ICG y Rojo: Conexión para programación.

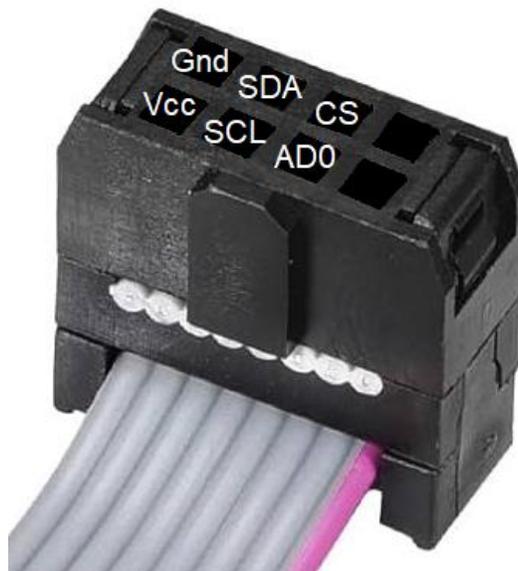


Fig. 66. Pinado de conector de cable plano de 8 vías para SCG.

A.4 Formato de carta de consentimiento informado

FOLIO # _____

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

El que suscribe, Sr/Sra/Srita _____, de _____ años de edad, declaro que autorizo y consiento voluntariamente en participar en el proyecto de investigación: "Desarrollo de un prototipo portátil para la adquisición de múltiples señales de origen cardíaco: electrocardiograma (ECG), sismocardiograma (SCG) y cardiografía por impedancia (ICG)", el cual se lleva a cabo bajo la supervisión de "*Dr. Carlos Alvarado Serrano*". También declaro que he sido ampliamente informado en un lenguaje que entiendo claramente sobre los objetivos de este proyecto, los cuales consisten en "Registrar señales de la actividad del corazón que utilizan electrodos adheribles para ECG, sensores de onda de pulso y sensor de aceleración de forma no invasiva colocados en el tórax utilizando un prototipo desarrollado".

Mi participación consiste en "permitir el registro de la actividad del corazón mediante el uso de sensores colocados en el tórax y electrodos adheribles para ECG" y contestar un cuestionario dirigido a obtener información sobre "edad, sexo, talla, peso y padecimientos cardiovasculares presentes". También, he sido ampliamente informado sobre los beneficios y riesgos que representa participar en este proyecto. Como principal beneficio para la sociedad es que se tendrá un dispositivo para la prevención, monitoreo y/o posible diagnóstico de enfermedades cardiovasculares de forma no invasiva. Asimismo, recibiré reportes por escrito de los resultados que se me practiquen los cuales pueden ser útiles para mi expediente clínico, como "*hallazgos sobre posibles cardiopatías que sirvan de diagnóstico por parte de un especialista clínico*".

Se me ha informado y acepto los riesgos a que me someteré al participar en este proyecto, los cuales son clasificados como mínimos; puesto que uno de los sensores de la onda de pulso (ICG) utiliza una señal que inyecta una corriente alterna segura ($< 250 \mu\text{A}$) de frecuencia 12 kHz, incluida en la banda 10-100 kHz comúnmente utilizada en dispositivos de medición de bioimpedancia. **Si tengo implantado un marcapasos, no puedo participar en ninguna prueba que utilice este tipo de sensor de onda de pulso. No obstante, puedo participar en las otras pruebas del estudio.** Se me ha informado que durante todo el curso del trabajo seré tratado con decoro, dignidad y discreción. Asimismo, todos los estudios correspondientes al trabajo de investigación serán gratuitos y en el remoto caso de sufrir algún daño, resultado de los procedimientos empleados en este proyecto, la atención profesional para su resolución será gestionada sin costo.

Se me ha notificado que la información que se obtenga será confidencial y que será empleada solo para los fines de la investigación y que tengo el derecho de retirarme del estudio cuando así lo decida, sin ser sujeto a alguna medida de presión.

Para cualquier duda o aclaración favor de contactarse con el Ing. Jorge Enrique Baños Bautista al correo jorge.banosb@cinvestav.mx o al teléfono móvil (+52) 552-665-1311

Lugar, a _____ del mes de _____, de 20__ .

Sr/Sra/Srita. _____ Firma _____

Investigador Responsable: Carlos Alvarado Serrano Firma _____

Teléfono: 5557473800 ext. 6216 Correo electrónico: calvarad@cinvestav.mx

Testigo _____ Firma _____

Testigo _____ Firma _____

A.5 Dictamen de consentimiento informado



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS
DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

**COMITÉ DE BIOÉTICA PARA LA INVESTIGACIÓN EN SERES HUMANOS
(COBISH)-CINVESTAV**

Folio 104/2023

DICTAMEN

Director del Proyecto: Dr. Carlos Alvarado Serrano

Departamento: Ingeniería Eléctrica

Título del Proyecto: "Diseño y desarrollo de un prototipo portátil para la adquisición de múltiples señales de origen cardíaco: Electrocardiograma (ECG), Sismocardiograma (SCG) y Cardiografía por impedancia (ICG)".

El Comité de Bioética para la Investigación en Seres Humanos del Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del IPN (COBISH), después de revisar la información de los instrumentos que se utilizarán para realizar su estudio y que sometió para su evaluación, dictamina:

Que el estudio: "Diseño y desarrollo de un prototipo portátil para la adquisición de múltiples señales de origen cardíaco: Electrocardiograma (ECG), Sismocardiograma (SCG) y Cardiografía por impedancia (ICG)" cumple con los lineamientos bioéticos establecidos para la investigación en seres humanos.

Se firma el presente a los siete días del mes de diciembre de 2023, en el Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del IPN.

Dra. María Betzabet Quintanilla Vega
Presidenta del COBISH

c.c.p. Expediente

Av. Instituto Politécnico Nacional # 2508, Col. San Pedro Zacatenco, Ciudad de México.
C.P. 07360

A.6 Participación como coautor en artículo de revista



Article

Low-Power Long-Term Ambulatory Electrocardiography Monitor of Three Leads with Beat-to-Beat Heart Rate Measurement in Real Time

Frank Martínez-Suárez ^{1,2,*}, José Alberto García-Limón ^{1,2}, Jorge Enrique Baños-Bautista ¹, Carlos Alvarado-Serrano ^{1,2} and Oscar Casas ²

- ¹ Bioelectronics Section, Department of Electrical Engineering, Centro de Investigación de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional (Cinvestav), Mexico City 07360, Mexico; josea.garcia@investav.mx (J.A.G.-L.); jorge.banos@investav.mx (J.E.B.-B.)
² Instrumentation, Sensors and Interfaces Group, Universitat Politècnica de Catalunya (Barcelona Tech), 08860 Barcelona, Spain; jalmac@upc.edu
 * Correspondence: frank.martinez@investav.mx (F.M.-S.); cabasad@investav.mx (C.A.-S.)

Abstract: A low-power long-term ambulatory ECG monitor was developed for the acquisition, storage and processing of three simultaneous leads DI, aVF and V2 with a beat-to-beat heart rate measurement in real time. It provides long-term continuous ECG recordings until 84 h. The monitor uses a QRS complex detection algorithm based on the continuous wavelet transform with splines, which automatically selects the scale for the analysis of ECG records with different sampling frequencies. It includes a lead-off detection to continuously monitor the electrode connections and a real-time system of visual and acoustic alarms to alert users of abnormal conditions in its operation. The monitor presented is based in an ADS1294 analogue front end with four channels, 24-bit analog-to-digital converters and programmable gain amplifiers, a low-power dual-core ESP32 microcontroller, a microSD memory for data storage in a range of 4 GB to 32 GB and a 1.4 in thin-film transistor liquid crystal display (LCD) variant with a resolution of 128 × 128 pixels. It has programmable sampling rates of 250, 500 and 1000 Hz; a bandwidth of 0 Hz to 50% of the selected sampling rate; a CMRR of −105 dB; an input margin of ±2.4 V; a resolution of 286 nV; and a current consumption of 50 mA for an average battery life of 84 h. The ambulatory ECG monitor was evaluated with the commercial data-acquisition system BIO-PAC MP36 and its module for ECG LABEL SS2L, simultaneously comparing the morphologies of two ECG records and obtaining a correlation of 91.78%. For the QRS detection in real time, the implemented algorithm had an error less than 5%. The developed ambulatory ECG monitor can be used for the analysis of the dynamics of the heart rate variability in long-term ECG records and for the development of one's own databases of ECG recordings of normal subjects and patients with cardiovascular and noncardiovascular diseases.

Keywords: ambulatory ECG monitor; heart rate; real-time QRS detection; ESP32; ADS1294; long-term ECG recordings



Citation: Martínez-Suárez, F.; García-Limón, J.A.; Baños-Bautista, J.E.; Alvarado-Serrano, C.; Casas, O. Low-Power Long-Term Ambulatory Electrocardiography Monitor of Three Leads with Beat-to-Beat Heart Rate Measurement in Real Time. *Sensors* **2023**, *23*, 8303. <https://doi.org/10.3390/s23198303>

Academic Editors: Wang-Kuan Ling, Shuo-Ling and Ngai-Fong Bostale-Lau

Received: 30 August 2023

Revised: 20 September 2023

Accepted: 3 October 2023

Published: 9 October 2023



Copyright © 2023 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Cardiovascular diseases are the leading cause of death worldwide [1]. Therefore, there is a need for ambulatory (Holter) electrocardiography (ECG) monitors that can supplement traditional medical and clinical care, allowing for the noninvasive evaluation of electrocardiographic abnormalities over long periods of time and permitting the patients to conduct their normal daily activities. In contrast to the standard 12-lead ECG recordings of brief duration used in clinical examinations, where these intermittent cardiac abnormalities during the day may be undetected, the Holter ECG monitor allows one to continuously examine a patient over an extended time of 24 to 48 h, providing a long-term continuous recording [2].