



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE GUAYAQUIL
CARRERA DE BIOMEDICINA

**DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE SISTEMA PORTÁTIL PARA
LA ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES
FISIOLÓGICAS ORIENTADO AL CONTROL DE LA SALUD
OCUPACIONAL**

Trabajo de titulación previo a la obtención del
Título de Ingeniero Biomédico

AUTORES: Christian Adrian Alcivar Pio
Kevin Andrés Gutiérrez Cáceres
TUTOR: Ing. Carlos Jonathan Aguilera Sarria, Mgs.

Guayaquil - Ecuador
2026

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, **Christian Adrian Alcivar Pio** con documento de identificación N° **0931609010** y **Kevin Andrés Gutiérrez Cáceres** con documento de identificación N° **0952342244**; manifestamos que:

Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo.

Guayaquil, 27 de febrero del año 2026

Atentamente,



Christian Adrian Alcivar Pio
0931609010



Kevin Andrés Gutiérrez Cáceres
0952342244

**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Nosotros, **Christian Adrian Alcivar Pio** con documento de identificación N° **0931609010** y **Kevin Andrés Gutiérrez Cáceres** con documento de identificación N° **0952342244**, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del **Proyecto Técnico: DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE SISTEMA PORTÁTIL PARA LA ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES FISIOLÓGICAS ORIENTADO AL CONTROL DE LA SALUD OCUPACIONAL**, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero Biomedico, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 27 de febrero del año 2026

Atentamente,



Christian Adrian Alcivar Pio
0931609010



Kevin Andrés Gutiérrez Cáceres
0952342244

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **Carlos Jonathan Aguilera Sarria**, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE SISTEMA PORTÁTIL PARA LA ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES FISIOLÓGICAS ORIENTADO AL CONTROL DE LA SALUD OCUPACIONAL**, realizado por **Christian Adrian Alcivar Pio** con documento de identificación N° **0931609010** y por **Kevin Andrés Gutiérrez Cáceres** con documento de identificación N° **0952342244**, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción **Proyecto técnico** que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 27 de febrero del año 2026

Atentamente,



Ing. Carlos Jonathan Aguilera Sarria, Mgs.
0912880028

DEDICATORIA

Este trabajo de titulación está dedicado con profundo amor y eterna gratitud a mis padres, Othon Eduardo Alcívar Bravo y Myriam Concepción Pío Guime, quienes han sido el pilar fundamental de mi vida. Gracias por su apoyo incondicional, tanto físico como emocional, a lo largo de todo el proceso de mi formación académica y, en especial, durante el desarrollo de esta tesis. Su amor infinito, compromiso incansable, sacrificio y confianza en mí han sido la fuerza que me impulsó a superar cada desafío y a no rendirme ante las adversidades.

De igual manera, dedico este logro a mi familia, amigos y a mis queridas mascotas, quienes, con su cariño, comprensión y constante aliento, contribuyeron significativamente a mi crecimiento personal y profesional, acompañándome en cada etapa de este camino y motivándome a iniciar con determinación esta nueva etapa de mi vida profesional.

Christian Adrian Alcivar Pio

El presente trabajo de titulación está dedicado con mucho amor a mi madre, Sandra Lorena Cáceres Lascano, quien ha estado presente en todos los momentos importantes de mi vida. Sin ella, no sería la persona que soy, y de la cual me siento profundamente orgulloso. Este logro es más de ella que mio. A mi padre, Yimmy Antonio Gutiérrez Miranda, por apoyarme siempre que lo he necesitado y ser un pilar fundamental para poder cumplir una meta más.

A mi persona, por no haberse rendido en ningún momento. Incluso en los momentos más difíciles, tuve confianza para seguir adelante.

Y por último, pero no menos importantes, a mis dos preciosos perros, Hades y Zeus. Por estar día y noche acompañándome en todo este proceso, por ser quienes estuvieron para mí sin importar los resultados, por ser los compañeros más leales y entregarme el amor más real que pude recibir. Esto es por ustedes.

Kevin Andrés Gutiérrez Cáceres

AGRADECIMIENTO

Agradezco profundamente a Dios por brindarme la vida, la fortaleza, la sabiduría y la perseverancia necesarias para culminar esta importante etapa de mi formación profesional. Su guía constante ha sido mi sostén en los momentos de dificultad y mi luz en cada paso de este camino.

Expreso mi más sincero agradecimiento a mi familia, por su amor incondicional, apoyo permanente y confianza absoluta en mí. Gracias por inculcarme valores sólidos, por enseñarme la importancia del esfuerzo, la disciplina y la constancia, y por acompañarme en cada desafío con paciencia y comprensión. Este logro no es solo mío, sino también de ustedes, quienes han sido el fundamento sobre el cual he construido cada uno de mis sueños.

De manera especial, manifiesto mi gratitud al Ing. Carlos Aguilera, tutor de esta tesis, por su orientación profesional, sus valiosas sugerencias y la dedicación brindada durante el desarrollo de este proyecto. Su experiencia, compromiso y confianza fueron esenciales para la culminación exitosa de este trabajo de titulación.

Christian Adrian Alcivar Pio

Este agradecimiento es para todas esas personas que en algún momento me brindaron ayuda, mis padres, hermanos, amigos, compañeros. Hicieron de estos 4 largos años, una experiencia agradable y única en mi vida.

Agradezco a mi pareja, Danna Landa, por ser la persona correcta, quien estuvo presente en las noches más complicadas, por su cariño y comprensión constante, por entenderme cuando ni yo lo hacía. Su confianza y apoyo fue fundamental en este camino.

Agradezco también al Ing. Carlos Aguilera, por su tutoría en esta tesis, por su apoyo a lo largo de la carrera, su paciencia y su disposición en el proyecto.

Kevin Andrés Gutiérrez Cáceres

RESUMEN

Los entornos laborales contemporáneos presentan demandas cognitivas cada vez más altas, uso prolongado de dispositivos electrónicos y limitada variabilidad postural. Bajo estas condiciones, los riesgos relacionados con el estrés y la sobrecarga física tienden a acumularse de manera gradual, afectando el bienestar de los trabajadores y, con el tiempo, contribuyendo a alteraciones fisiológicas y musculoesqueléticas que pueden comprometer tanto el rendimiento individual como la productividad institucional. A pesar de esta realidad, la evaluación preventiva de estos riesgos se basa con frecuencia en mediciones aisladas o herramientas subjetivas, que a menudo no logran capturar la exposición real y sostenida experimentada a lo largo de la jornada laboral.

El presente proyecto propone el diseño y desarrollo de un sistema portátil y vestible capaz de adquirir de forma continua variables fisiológicas y posturales mediante sensores integrados. El sistema utiliza un microcontrolador ESP32 como unidad central de procesamiento y comunicación, interconectado con un sensor electrocardiográfico AD8232 para medir la frecuencia cardíaca (LPM) y la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC), y un módulo inercial MPU-9250 para registrar la postura torácica y los ángulos de inclinación en condiciones adecuadas. Los datos se transmiten en tiempo real a una aplicación Android mediante Bluetooth Low Energy (BLE), donde las métricas son procesadas, categorizadas y visualizadas en un panel de control intuitivo. Esta arquitectura permite un seguimiento objetivo de indicadores cardiovasculares y musculoesqueléticos durante periodos prolongados en los que se mantiene la conexión con la aplicación móvil y condiciones de operación adecuadas, apoyando la detección temprana de respuestas relacionadas con el estrés y desviaciones posturales.

La metodología enfatiza la adquisición continua, en entornos adecuados y con marca temporal de los datos, técnicas de procesamiento de señales para reducción de ruido y derivación de métricas estandarizadas, como RMSSD para HRV y umbrales angulares para la clasificación postural. Al integrar parámetros tanto fisiológicos como posturales, el sistema posibilita un análisis multidimensional de la salud ocupacional, identificando correlaciones entre la carga cognitiva, el comportamiento postural y el estrés cardiovascular.

Basado en un enfoque preventivo de salud ocupacional, este proyecto complementa los métodos de evaluación tradicionales, proporcionando información objetiva, continua y accionable para empleadores, especialistas en seguridad e investigadores. Su implementación busca respaldar intervenciones basadas en evidencia, contribuyendo a entornos laborales más saludables, seguros y sostenibles, y demostrando el potencial de tecnologías IoT aplicadas al monitoreo del bienestar en el trabajo.

Palabras clave: Estrés laboral, Sistema vestible de monitoreo, Variabilidad de la frecuencia cardíaca, IoT, Evaluación preventiva, Android Studio, ECG, Monitoreo postural.

I. ABSTRACT

Contemporary work environments have increasingly high cognitive demands, prolonged use of electronic devices, and limited postural variability. Under these conditions, risks related to stress and physical overload tend to accumulate gradually, affecting workers' well-being and, over time, contributing to physiological and musculoskeletal alterations that can compromise both individual performance and institutional productivity. Despite this reality, preventive assessment of these risks is still frequently based on isolated measurements or subjective tools, which often fail to capture the real and sustained exposure experienced throughout the workday.

This project proposes the design and development of a portable, wearable monitoring system capable of continuously acquiring physiological and postural variables through integrated sensors. The system utilizes an ESP32 microcontroller as a processing and communication hub, interfaced with an AD8232 electrocardiographic sensor to measure heart rate (BPM) and heart rate variability (HRV), and an MPU-9250 inertial measurement unit to track thoracic posture and inclination angles under appropriate conditions. Data are transmitted in real time to an Android application via Bluetooth Low Energy (BLE), where metrics are processed, categorized, and visualized in a user-friendly dashboard. This architecture allows for objective tracking of cardiovascular and musculoskeletal indicators over extended periods when the connection with the mobile application is maintained and operational conditions are suitable, supporting early detection of stress-related responses and postural deviations.

The methodology emphasizes continuous, time-stamped data acquisition in suitable environments, signal processing techniques for noise reduction, and standardized metrics derivation, such as RMSSD for HRV in resting conditions and angular thresholds for posture classification. By integrating both physiological and postural parameters, the system enables exploratory multidimensional analyses of occupational health, facilitating studies of potential correlations between cognitive load, postural behavior, and cardiovascular stress.

Grounded in a preventive occupational health approach, this project complements traditional assessment methods, providing objective, continuous, and actionable insights for employers, safety specialists, and researchers. Its implementation aims to support evidence-based interventions, contributing to healthier, safer, and more sustainable work environments while demonstrating the potential of IoT-enabled wearable technologies for practical applications in workplace well-being monitoring.

Keywords: Work-related stress, Wearable monitoring system, Heart rate variability, IoT, Preventive assessment, Android Studio, ECG, Postural monitoring.

ÍNDICE

I.	Abstract	5
II.	Introducción	1
III.	Problema	3
IV.	Justificación	4
V.	Objetivos	5
V-A.	Objetivo general	5
V-B.	Objetivos específicos	5
VI.	Marco Teórico	6
VI-A.	Salud Ocupacional	6
VI-A1.	Concepto y objetivos de la salud ocupacional	6
VI-A2.	Factores de riesgo psicosocial y posturales en el trabajo	7
VI-B.	Fisiología del estrés	7
VI-B1.	Sistema Nervioso Autónomo	7
VI-B2.	Biomarcadores fisiológicos del estrés	8
VI-C.	Señales Fisiológicas relevantes para el estrés	8
VI-C1.	Electrocardiograma (ECG)	8
VI-C2.	Derivaciones	8
VI-C3.	HRV como indicador de estrés laboral	9
VI-C4.	Frecuencia Cardíaca	11
VI-D.	Anatomía y fisiología del corazón en la respuesta al estrés	12
VI-E.	Postura y Salud Ocupacional	14
VI-F.	Anatomía de la postura	15
VI-G.	Biomecánica de la Columna	17
VI-H.	Consecuencias del estrés laboral crónico	19
VI-I.	Patologías asociadas a alteraciones posturales	20
VI-I1.	Cervicalgia mecánica	20
VI-I2.	Hipercifosis torácica postural	20
VI-I3.	Lumbalgia mecánica	20
VI-I4.	Síndrome cruzado superior	20
VI-J.	Parámetros posturales detectables con sensores	21
VI-K.	Tecnologías para Adquisición de Señales Fisiológicas	21
VI-K1.	Microcontroladores Comunes	21
VI-K2.	ESP32	21
VI-K3.	Sensores de ECG	21
VI-K4.	AD8232	21
VI-K5.	Sensores de movimiento	22
VI-L.	Estado del Arte	23
VI-L1.	Tecnologías vestibles aplicadas al monitoreo fisiológico	24
VI-L2.	Procesamiento digital de señales fisiológicas	25
VI-M.	Filtrado de señales fisiológicas	27
VI-N.	Filtro Paso Alto	27
VI-Ñ.	Filtro RC Pasivo de Primer Orden	28
VI-O.	Filtro Paso Bajo	29
VI-P.	Bluetooth Low Energy	29

VI-Q.	Arquitectura BLE	30
VI-R.	Capas del protocolo BLE	30
VI-S.	Android studio	30
VI-T.	Bluetooth Low Energy en Android	31
VI-U.	Bluetooth Low Energy en ESP32	31
VI-V.	BLE aplicado al monitoreo fisiológico y postural	32
VI-W.	Plataformas Backend-as-a-Service (BaaS) para aplicaciones móviles	32
VI-W1.	Firebase: servicios de backend gestionado y su pertinencia para aplicaciones biomédicas móviles	32
VI-W2.	Cloud Firestore como base de datos orientada a documentos	32
VI-W3.	Autenticación y control de acceso	33
VI-W4.	Reglas de seguridad y validación en Firestore	33
VII.	Marco Metodológico	34
VII-A.	Fase de investigación	34
VII-A1.	Análisis del problema y planteamiento de la solución tecnológica	34
VII-A2.	Variables registradas y criterios de análisis por sesión	34
VII-B.	Fase de diseño e implementación del prototipo vestible	35
VII-B1.	Integración electrónica del dispositivo vestible	35
VII-B2.	Impresión 3D para sujeción de módulos	39
VII-B3.	Integración en prenda tipo chaleco: ubicación de módulos, fijación y guiado de cableado	40
VII-C.	Desarrollo de software	41
VII-C1.	Arquitectura de la aplicación móvil y roles de usuario	41
VII-C2.	Interfaz de autenticación y control de acceso (aplicación móvil)	41
VII-C3.	Interfaz del paciente: pantalla principal y estructura de vistas	42
VII-C4.	Interfaz del paciente: monitorización BLE y soporte operativo	43
VII-C5.	Envío de informe y variables contextuales	45
VII-C6.	Interfaz del médico: panel de sesiones pendientes y detalle de sesión	45
VII-D.	Estructura del código para el uso en ESP32	48
VII-D1.	Inicialización de periféricos y comunicación	48
VII-D2.	Adquisición de la señal cardíaca	48
VII-D3.	Filtrado digital de la señal ECG	49
VII-D4.	Detección de latidos y cálculo de frecuencia cardíaca	49
VII-D5.	Cálculo de métricas de variabilidad cardíaca	50
VII-D6.	Adquisición y análisis postural	50
VII-D7.	Gestión temporal de tareas	50
VII-D8.	Transmisión de datos mediante BLE	51
VII-E.	Fase de comunicación y transmisión de datos	51
VII-E1.	Enlace BLE y flujo general de transmisión	51
VII-E2.	Estructura del mensaje y recepción de métricas	52
VII-F.	Fase de almacenamiento y gestión de datos en la nube	53
VII-F1.	Servicios empleados: autenticación y base de datos	53
VII-F2.	Modelo de datos implementado (colecciones <i>usuarios</i> y <i>sesiones</i>)	53
VII-F3.	Ciclo de vida de la sesión y consistencia del registro	55
VII-F4.	Generación del informe por sesión y campos agregados recomendados	55
VII-F5.	Captura de variables contextuales autorreportadas (<i>NotasPaciente</i>)	55
VII-F6.	Control de acceso por roles y principio de mínimo privilegio	56
VII-F7.	Privacidad, minimización de datos e integridad del informe	56
VII-G.	Protocolo experimental y criterios de validación	56

VII-G1.	Diseño del estudio y participantes	56
VII-G2.	Instrumento de referencia	56
VII-G3.	Protocolo de adquisición: validación cardiovascular (LPM)	56
VII-G4.	Protocolo de adquisición: validación postural (ángulo)	56
VII-G5.	Criterios de calidad de medición	57
VIII.	Resultados	58
VIII-A.	Error entre dispositivos	58
VIII-B.	Error absoluto medio	59
VIII-C.	Error máximo y error mínimo	59
VIII-D.	Error medio	60
VIII-E.	Desviación estándar del error	60
VIII-F.	Análisis del error postural	61
VIII-G.	Resultados estadísticos del error postural	61
IX.	Cronograma	63
X.	Presupuesto	64
XI.	Conclusiones	65
XII.	Recomendaciones	66
	Referencias	68
XIII.	Anexos	72

ÍNDICE DE FIGURAS

1.	Sistema eléctrico del corazón, junto a la señal típica de un electrocardiograma donde se identifican la onda P, el complejo QRS y la onda T. Fuente: ingale2020ecg	9
2.	visualización de las derivaciones bipolares del electrocardiograma, Fuente: Blanco Vidal y Fdez-Obanza Windscheid [22].	10
3.	Relación entre la variabilidad de la frecuencia cardíaca y el equilibrio entre las ramas simpática y parasimpática del sistema nervioso autónomo en contextos de estrés. Fuente: Kim et al. [24].	10
4.	Derivación de los principales parámetros de variabilidad de la frecuencia cardíaca a partir de los intervalos R-R, incluyendo RRV y SDNN. Fuente: Hildenborg et al. [25].	11
5.	Relación no lineal entre intervalos R-R y frecuencia cardíaca (HR) para dos señales con diferentes promedios de HR, mostrando cómo las variaciones se expresan de forma distinta según la representación. Fuente: Sacha y Pluta [26].	12
6.	Anatomía interna del corazón humano donde se identifican aurículas, ventrículos, válvulas cardíacas y grandes vasos. Fuente: Tortora y Derrickson [27].	13
7.	Sistema de conducción eléctrica del corazón humano, mostrando el nodo sinoauricular, el nodo auriculoventricular y las fibras de Purkinje responsables de la propagación del impulso eléctrico. Fuente: Tortora y Derrickson [27].	14
8.	Inervación simpática y parasimpática del corazón humano, mostrando las vías autonómicas que modulan la actividad del nodo sinoauricular y la conducción auriculoventricular. Fuente: Scridon et al. [29].	15
9.	Vista anatómica de la columna vertebral humana que muestra sus regiones (cervical, torácica, lumbar, sacra y coccígea) y las curvaturas fisiológicas normales, relevantes para el análisis postural y la distribución de cargas. Fuente: Tortora y Derrickson [27].	16
10.	Representación ilustrativa de la musculatura de la espalda y su relación general con los rangos de movimiento del tronco. La imagen es destinada a la comprensión global del control postural, sin fines anatómicos detallados. Fuente: Fisiosesto [31].	17
11.	Representación esquemática de las curvaturas fisiológicas normales de la columna vertebral en el plano sagital. La imagen ilustra rangos angulares comúnmente citados para la lordosis cervical, cifosis torácica y lordosis lumbar. Es importante señalar que estos valores corresponden a referencias promedio y pueden variar significativamente según edad, sexo, características antropométricas y criterios metodológicos del grupo poblacional estudiado [33].	19
12.	Placa de desarrollo ESP32 DevKitC V4 basada en el módulo ESP32-WROOM-32U, donde se identifican los principales componentes físicos como el módulo de radiofrecuencia, interfaz USB-UART, botones de control y pines de entrada/salida. Fuente: Electrónica Paraguay [36].	22
13.	Módulo AD8232 para adquisición de señales ECG, donde se identifican los pines de alimentación, salida analógica, detección de electrodos y las conexiones para los electrodos RA, LA y RL. Fuente: Components101 [38].	22
14.	Módulo MPU9250 de nueve ejes, donde se muestran los pines de alimentación, las líneas de comunicación I ² C y SPI, la salida de interrupción y las conexiones auxiliares. Este sensor integra acelerómetro, giroscopio y magnetómetro en un único encapsulado. Fuente: Components101 [40].	23
15.	Señal de electrocardiograma original y su versión contaminada por ruido antes y después del procesamiento digital. Fuente: Adaptado de Montenegro et al. [49].	26
16.	Ejemplo de señal ECG afectada por deriva de línea base Fuente: Dugarte et al. [51].	27
17.	Ejemplo de señal ECG afectada por ruido de actividad muscular Fuente: Stolojescu-Crisan [53].	28
18.	Capas del protocolo BLE [60]	31
19.	Ubicación de electrodos con 3 derivaciones [77]	35
20.	Esquema del sistema de comunicación y señales planteado para el prototipo, Autor propio.	36
21.	Esquema en bloques de la adquisición y acondicionamiento de las señales ECG y posturales del prototipo vestible hasta el ESP32, Autor propio.	38
22.	Esquema de alimentación del prototipo vestible, Autor propio.	38

23.	Carcasas impresas en 3D y configuradas como dos módulos (frontal y posterior) para su fijación mediante correas. Autor propio.	40
24.	Integración del prototipo vestible en prenda tipo chaleco: ubicación del módulo frontal (pecho) y módulo posterior (zona dorsal superior). Autor propio.	41
25.	Pantalla de inicio de sesión de la aplicación móvil <i>Salud Ocupacional UPS</i> , Autor propio.	42
26.	Pantalla principal (dashboard) con resumen de sesión y accesos a módulos operacionales, Autor propio.	43
27.	Pantalla <i>Monitor BLE</i> para el enlace con el dispositivo vestible y la visualización de métricas en tiempo real (frecuencia cardíaca, HRV y variables posturales), Autor propio.	44
28.	Pantalla <i>Centro de ayuda</i> con recomendaciones operativas para diagnóstico de fallas de detección/conexión BLE, Autor propio.	45
29.	Formulario de envío de informe a médico con variables contextuales reportadas asociadas a la sesión registrada, Autor propio.	45
30.	Panel médico: listado de sesiones pendientes con identificación de paciente, fecha/hora y etiqueta de calidad de medición, Autor propio.	46
31.	Panel médico: detalle de sesión con información general, hallazgos cardiovasculares resumidos y métricas agregadas de postura/ergonomía, Autor propio.	47
32.	Panel médico: sección de resumen/observaciones con relación HRV-FC y notas autorreportadas por el paciente (actividad, síntomas, estrés/esfuerzo y notas), Autor propio.	48
33.	Primera medición de la señal cruda del ECG usando el ESP32 conectado a un computador de mesa, Autor propio.	49
34.	Onda del ECG capturada solo con filtrado digital, Autor propio.	49
35.	Onda del ECG con Threshold adaptativo aplicado, Autor propio.	50
36.	Señal con filtros activos, pasivos y filtrado digital, Autor propio.	50
37.	Diagrama de flujo del firmware del ESP32 para la adquisición, procesamiento y transmisión de señales fisiológicas, Autor propio.	51
38.	Flujo general de comunicación BLE y generación del informe por sesión en la aplicación móvil, Autor propio.	52
39.	Documento de la colección <i>usuarios</i> con atributos de perfil y rol <i>médico</i> , Autor propio.	53
40.	Documento de la colección <i>usuarios</i> con atributos de perfil y rol <i>paciente</i> , Autor propio.	54
41.	Documento de la colección <i>sesiones</i> en Cloud Firestore, mostrando metadatos de trazabilidad, <i>Notas-Paciente</i> y <i>ReporteDeSesión</i> para el informe consolidado por sesión, Autor propio.	54
42.	Extracto de hoja de datos del ESP32: características de hardware y parámetros operativos relevantes (p. ej., tensión de operación, interfaces y consumo). [78]	72
43.	Extracto de hoja de datos del AD8232: límites eléctricos y rango de temperatura de operación/almacenamiento. [79]	72
44.	Extracto de hoja de datos del ADS1115: límites eléctricos, entradas analógicas y condiciones de operación. [80]	73
45.	Extracto de hoja de datos del MPU9250: límites eléctricos, rangos de aceleración/temperatura y tolerancia ESD. [81]	73
47.	Tabla de funciones de pines del LM358 utilizada como referencia de conexión en el diseño del circuito. [83]	73
46.	Extracto de hoja de datos del LM2596: límites de tensión de entrada y parámetros térmicos relevantes para la regulación DC-DC. [82]	74
48.	Comparación de frecuencia cardíaca: lectura del monitor multiparámetros y visualización simultánea en la aplicación móvil (Monitor BLE). Autor propio.	74
49.	Comparación de frecuencia cardíaca: segunda evidencia fotográfica durante la prueba en reposo (monitor multiparámetros vs aplicación móvil). Autor propio.	75
50.	Evidencia de verificación postural: estado <i>Correcto</i> en el módulo de monitoreo y calibración (punto 0) durante prueba controlada. Autor propio.	76

51.	Evidencia de verificación postural: detección de <i>Incorrecto</i> bajo inclinación controlada (referencia angular) durante prueba piloto. Autor propio.	77
52.	Diseño PCB en Proteus: distribución general del módulo con ESP32 y etapa de alimentación (LM2596). Autor propio.	77
53.	Diseño PCB en Proteus: distribución del módulo analógico (front-end de adquisición y conversión). Autor propio.	78
54.	Esquemático del módulo analógico del sistema portátil (adquisición y acondicionamiento de señal). Autor propio.	79
55.	Esquemático del módulo digital del sistema portátil (procesamiento y comunicaciones). Autor propio.	80
56.	Placa del módulo posterior del prototipo, integrando sistema de alimentación, microcontrolador y sensor inercial. Autor propio.	81
57.	Placa del módulo frontal del prototipo, integrando etapa de adquisición cardiovascular (AD8232) y digitalización (ADS1115). Autor propio.	82
58.	Vista lateral del prototipo vestible en prenda tipo chaleco, evidenciando el volumen relativo de los módulos. Autor propio.	83
59.	Vista lateral del prototipo vestible durante una inclinación aproximada de 40° del tronco, evidenciando la posición del módulo posterior. Autor propio.	84
60.	Vista superior del conjunto de módulos impresos en 3D y correas de sujeción. Autor propio.	84

ÍNDICE DE TABLAS

I.	Comparación de la frecuencia cardíaca medida con un monitor multiparamétrico y un teléfono móvil	58
II.	Comparación del ángulo postural medido con un valor de referencia y el dispositivo propuesto	61
III.	Cronograma	63
IV.	Costos de materiales e insumos utilizados (actualizado y detallado)	64

II. INTRODUCCIÓN

La salud ocupacional constituye un componente fundamental del bienestar integral de los trabajadores y de la sostenibilidad de las organizaciones. Diversos organismos internacionales coinciden en que las condiciones laborales influyen directamente en la salud física y mental de la población económicamente activa, afectando no solo la calidad de vida individual, sino también la productividad y el desempeño institucional. La Organización Mundial de la Salud (OMS) reconoce que los entornos laborales inadecuados pueden contribuir al desarrollo de enfermedades crónicas, trastornos musculoesqueléticos y alteraciones asociadas al estrés, convirtiéndose en un desafío prioritario para los sistemas de salud pública a nivel global [1].

En los últimos años, el mundo del trabajo ha cambiado mucho: más horas sentado, mirar a pantallas todo el día y una presión mental constante. Esto ha hecho que los empleados estén más expuestos a problemas ergonómicos y al estrés psicosocial.

El estrés en el trabajo se ha convertido en uno de los grandes villanos de la salud ocupacional actual. La OMS lo respalda con estudios que muestran cómo la exposición continua al estrés provoca problemas cardíacos, agotamiento permanente y una menor capacidad del cuerpo para adaptarse. No solo afecta a la persona, sino que también cuesta una fortuna en bajas laborales, menor productividad y más enfermedades vinculadas al empleo [2].

Aunque cada vez se reconoce más la importancia de cuidar la salud en el trabajo, detectar a tiempo los efectos del estrés o de malas posturas sigue siendo complicado en muchos lugares. Lo habitual es usar cuestionarios, observaciones rápidas o chequeos médicos ocasionales, que no siempre captan lo que realmente pasa durante una jornada completa [3].

Los expertos explican que los trastornos musculoesqueléticos y las respuestas al estrés aparecen poco a poco, con señales sutiles que las evaluaciones tradicionales suelen pasar por alto. Sin herramientas para vigilar constantemente, es difícil detectar a tiempo la sobrecarga física o emocional, y eso permite que los problemas se vuelvan crónicos y afecten tanto al trabajador como a su rendimiento [4].

En profesiones como la docencia o el administrativo, donde uno pasa horas frente al computador con poca variedad de movimientos y alta demanda mental, el peligro es mayor. Investigaciones en ergonomía muestran que combinar posturas estáticas con tensión psicológica genera reacciones negativas en el cuerpo, incluso sin esfuerzo físico pesado. Por eso resulta necesario contar con métodos más objetivos y en tiempo real para evaluar en entornos reales.

Hay una clara diferencia entre lo que necesitamos para prevenir riesgos a tiempo y lo que realmente tenemos a mano. Faltan sistemas fáciles de usar que registren continuamente datos sobre postura y fisiología, lo que complica prever peligros y actuar pronto, especialmente fuera de clínicas.

Hoy en día, prevenir daños a la salud física y mental en el trabajo es una prioridad para las empresas e instituciones. Organismos globales insisten en que actuar antes reduce enfermedades laborales, bajas y mejora el rendimiento general. La OMS dice que las medidas preventivas funcionan mejor con datos objetivos y constantes sobre el empleado, no solo cuando ya hay síntomas evidentes [1].

Aun así, muchas organizaciones siguen con revisiones periódicas, encuestas personales o inspecciones ergonómicas esporádicas. Esto puede infravalorar los riesgos reales, sobre todo porque la carga varía durante el día.

Los riesgos no vienen solos: se acumulan con el tiempo, interactuando entre posturas forzadas, presión mental y respuestas del cuerpo. Es difícil detectarlos solo con observaciones externas o reportes subjetivos. La Organización Internacional del Trabajo (OIT) recomienda herramientas más completas y continuas para anticipar problemas antes

de que se conviertan en enfermedades o disminución de productividad.

Desde el punto de vista de las instituciones, contar con datos objetivos ayuda a decidir mejor en prevención, diseño de puestos y bienestar. Esto encaja perfecto con las guías internacionales que ven la salud y seguridad como parte esencial de la gestión, no solo para bajar riesgos, sino para crear lugares de trabajo sostenibles y positivos.

Frente a estos retos en la prevención ocupacional, este proyecto busca ayudar a crear tecnologías que detecten pronto señales de estrés o sobrecarga postural. Varias organizaciones mundiales apoyan integrar soluciones tecnológicas para monitorear la salud y potenciar las estrategias tradicionales.

Específicamente, el presente trabajo se enfoca en diseñar un dispositivo portátil que registre datos objetivos sobre fisiología y postura de forma continua bajo condiciones operativas adecuadas a lo largo de la jornada laboral. De esta manera, se puede identificar patrones y tendencias reales, en vez de depender solo de mediciones puntuales que no siempre reflejan la exposición verdadera.

La idea es preventiva: apoyar decisiones en salud laboral detectando indicios tempranos, antes de que lleguen a ser clínicos. Los estudios en ergonomía destacan que esto mejora el manejo del bienestar, con intervenciones oportunas y basadas en hechos, complementando lo clínico habitual.

En resumen, queremos ofrecer una herramienta tecnológica que siga las recomendaciones globales para trabajos más saludables, con énfasis en portabilidad, medición continua y prevención, como apoyo a las políticas institucionales de seguridad y salud.

III. PROBLEMA

En Ecuador, los trastornos musculoesqueléticos vinculados al entorno laboral son frecuentes y representan un desafío significativo para la salud pública. Según la I Encuesta sobre Condiciones de Seguridad y Salud en el Trabajo para Ecuador, el 50 % de los trabajadores reportó dolores o molestias de espalda, el 40 % cefaleas y el 26 % afectaciones en miembros superiores. Esta alta prevalencia se relaciona estrechamente con las condiciones laborales como el trabajo sedentario, las posturas forzadas o mantenidas durante mucho tiempo y la ejecución de tareas repetitivas [5].

El dolor lumbar es una de las manifestaciones más comunes, y se estima que provoca incapacidad en un 10 % de la población ecuatoriana. El mismo es la segunda causa de consulta médica a nivel nacional, y representa una carga económica tanto para el sistema de salud como para el sector empresarial, al generar ausentismo, reducción de productividad y afectaciones emocionales [6].

Adicionalmente, se ha encontrado una estrecha relación entre el estrés laboral y los trastornos musculoesqueléticos. Un estudio realizado en Cuenca, determinó una correlación estadísticamente significativa entre estrés laboral y satisfacción laboral, lo cual indica que a mayor nivel de estrés, hay mayor propensión a desarrollar síntomas físicos, especialmente en la espalda [7]. De forma similar, en un estudio aplicado en Guaranda, el 49 % del personal de salud presentó niveles elevados de estrés laboral [8]. Esto concuerda con investigaciones realizadas en países vecinos, donde se ha documentado que el estrés emocional y psicológico incide directamente en la postura corporal, la tensión muscular y el deterioro de la salud física general [9].

En este contexto, la incorporación de un prototipo portátil para el registro de señales fisiológicas relacionadas con el control de la salud ocupacional, que registre información fisiológica y postural de forma discreta, facilitando el análisis posterior por profesionales de la salud dentro de las limitaciones técnicas actuales. Puede constituir una herramienta complementaria para la prevención y el seguimiento médico [10].

IV. JUSTIFICACIÓN

La propuesta busca ofrecer una alternativa centrada en la concientización y seguimiento, proporcionando información sobre sus patrones posturales y señales relevantes, intentando prevenir posibles patologías causadas por los malos hábitos laborales que afectan a la salud ocupacional, además de dar la oportunidad al trabajador que identifique por sí misma comportamientos de riesgo y tome decisiones informadas sobre su bienestar.

Este prototipo no busca reemplazar la atención de un profesional médico, sino servir como una herramienta complementaria para la recopilación de datos que puedan ser analizados por un especialista de la salud. Su objetivo es preservar la independencia del usuario durante su jornada laboral, permitiendo identificar tendencias y relaciones entre posturas y condiciones emocionales. Para lograrlo, se plantea un diseño portátil y vestible, con un giroscopio y sensores electrónicos encargados de registrar las señales fisiológicas provenientes del usuario con el objetivo de no causar molestias. Estas características resultan fundamentales para garantizar un uso prolongado y confiable, especialmente al momento de registrar de manera continua las variables fisiológicas que serán objeto de estudio.

Entre las variables seleccionadas se incluyen el electrocardiograma (ECG) y la frecuencia cardíaca (FC), expresada en latidos por minuto (LPM), que permiten evaluar la carga cardiovascular y detectar posibles signos de sobreesfuerzo y estrés. Integrar estas mediciones en el diseño de un dispositivo vestible inteligente permite una visión integral de la salud ocupacional del trabajador, relacionando de manera directa la postura, la carga física y el estado emocional, y facilitando la identificación de tendencias relevantes para su bienestar.

V. OBJETIVOS

V-A. *Objetivo general*

Desarrollar un prototipo de sistema portátil para la adquisición y procesamiento de señales fisiológicas, con la finalidad de contribuir al control de la salud ocupacional.

V-B. *Objetivos específicos*

- Diseñar la arquitectura del sistema considerando los requerimientos funcionales y las condiciones de operación previstas.
- Implementar métodos de registro y análisis de señales que optimicen la precisión de las mediciones.
- Validar el funcionamiento del sistema mediante pruebas controladas que permitan verificar su desempeño, precisión y fiabilidad.

VI. MARCO TEÓRICO

En este marco teórico se van a fundar las bases conceptuales en las cuales se busca orientar y dar sustento científico al desarrollo del presente proyecto. Su propósito es describir, organizar y analizar el conjunto de teorías, estudios y conceptos relevantes que permiten comprender la relación entre las señales fisiológica y la salud ocupacional las cuales son relevantes para nuestro proyecto.

En la actualidad la medición de variables fisiológicas ha adquirido una importancia creciente dentro del campo de la salud ocupacional, debido a que ofrece una aproximación objetiva sobre el estado de tensión o carga al que están expuestos los trabajadores. A diferencia de los cuestionarios subjetivos o las autoevaluaciones que se saben realizar por empleadores o personal competente, los indicadores fisiológicos permiten identificar cambios reales y medibles en el organismo, como variaciones en la actividad cardíaca o de tendencias posturales, que suelen reflejar procesos de estrés, fatiga o sobrecarga laboral. Estas mediciones resultan particularmente útiles en entornos donde las demandas cognitivas y/o físicas pueden desencadenar alteraciones en el equilibrio del sistema nervioso autónomo, afectando tanto el bienestar como el rendimiento de la persona. Comprender estos cambios es esencial para prevenir riesgos, promover condiciones de trabajo adecuadas y diseñar estrategias de intervención basadas en evidencia.

De manera complementaria, la literatura científica reciente ha demostrado que el análisis continuo de variables fisiológicas constituye una herramienta poderosa para anticipar la aparición de trastornos relacionados con el estrés y las cargas musculoesqueléticas. La integración de señales como la frecuencia cardíaca, la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV) y los parámetros posturales permite identificar patrones fisiológicos asociados al estrés ocupacional y a la fatiga mental, facilitando una evaluación global del estado del trabajador [11].

Estudios contemporáneos han señalado que la monitorización prolongada durante la jornada laboral contribuye a la detección temprana de alteraciones autonómicas y biomecánicas, especialmente en profesiones que implican posturas estáticas prolongadas o elevados niveles de carga cognitiva [12]. Estas herramientas resultan particularmente útiles en la reducción de la incidencia de dolor crónico, absentismo laboral y presentismo, así como en la disminución de la fatiga acumulada, lo que fortalece la importancia preventiva del monitoreo continuo [13].

En este contexto, el uso de variables como el electrocardiograma (ECG), la frecuencia cardíaca y los parámetros posturales permite obtener una visión más completa del estado fisiológico de los trabajadores. Su análisis ayuda a detectar patrones asociados al estrés y a la carga laboral, y facilita la identificación temprana de posibles afectaciones a la salud.

VI-A. Salud Ocupacional

VI-A1. Concepto y objetivos de la salud ocupacional: La Organización Mundial de Salud (OMS) define la salud ocupacional como:

“Un área de trabajo en salud pública para promover y mantener el grado más alto de bienestar físico, mental y social de los trabajadores en todas las ocupaciones” [14].

Esta definición sitúa la salud ocupacional como un componente esencial de la salud pública, cuya finalidad es tanto la promoción como el mantenimiento del bienestar integral de los trabajadores. De manera concreta, sus objetivos incluyen: la conservación y promoción de la salud y capacidad de trabajo de los empleados, la mejora de las condiciones y del entorno laboral para que sean seguros y saludables; y el desarrollo de la organización del trabajo y de la cultura laboral con sistemas de gestión y participación adecuados [14].

En los entornos laborales modernos, caracterizados por rápidos cambios tecnológicos, exigencias cognitivas y mayor diversidad de tareas, la aplicación de la salud ocupacional adquiere aún mayor relevancia. Garantizar que

los trabajadores puedan desempeñar sus funciones con un buen estado físico, mental y social es clave tanto para su bienestar como para la productividad de la organización [15].

En la actualidad, la salud ocupacional ha evolucionado más allá de la simple implementación de condiciones laborales seguras. La evaluación individual de cada trabajador mediante indicadores fisiológicos, como la frecuencia cardíaca, la variabilidad de la frecuencia cardíaca y parámetros posturales, permite identificar de manera objetiva estados de tensión, fatiga o sobrecarga laboral, lo que posibilita diseñar intervenciones preventivas personalizadas para cada trabajador.

Esta aproximación no solo contribuye a preservar el bienestar físico y mental de los trabajadores, sino que también fortalece la capacidad de las organizaciones para anticipar riesgos psicosociales y musculoesqueléticos.

VI-A2. Factores de riesgo psicosocial y posturales en el trabajo: En el ámbito laboral, los factores de riesgo psicosocial se refieren a aquellos aspectos de organización y gestión del trabajo, así como al contexto social del mismo, que “Puede tener un impacto en la salud psicofísica de los trabajadores” [16].

Según la OIT, estos riesgos emergen cuando el trabajador percibe que las exigencias laborales superan sus recursos para afrontarlas.

Entre los factores más frecuentes se encuentran la sobrecarga de trabajo, las demandas cognitivas elevadas, el exceso de responsabilidades y la fatiga mental. Estas condiciones incrementan la tensión laboral y contribuyen a alterar el equilibrio del sistema nervioso autónomo [17].

Los riesgos posturales ocupan un lugar relevante en la salud ocupacional: se ha documentado que “Posturas incómodas en el trabajo pueden exacerbar lesiones preexistentes o causar unas nuevas” [18].

El mantenimiento prolongado de posturas inadecuadas, la repetitividad de movimientos y la carga física son causas reconocidas de los trastornos músculo-esqueléticos, los cuales afectan tanto al bienestar como al rendimiento del trabajador.

VI-B. Fisiología del estrés

VI-B1. Sistema Nervioso Autónomo: El estrés es una respuesta natural del organismo ante situaciones que se perciben como exigentes o amenazantes. Su función principal es preparar al cuerpo para actuar, pero cuando esta respuesta se vuelve frecuente o prolongada, puede generar efectos negativos sobre la salud física y mental. Comprender los mecanismos fisiológicos que intervienen en esta respuesta permite explicar por qué ciertos indicadores corporales, como la variabilidad de la frecuencia cardíaca o la tensión muscular, se modifican ante situaciones de carga laboral elevada.

El Sistema Nervioso Autónomo es el encargado de regular funciones involuntarias el ritmo cardíaco y la tensión muscular. Está compuesto por dos ramas principales: la división simpática, que activa al organismo ante situaciones de demanda, y la división parasimpática, que favorece la recuperación y el descanso. Se indica que bajo condiciones de estrés, “la HRV actúa como un marcador de los mecanismos reguladores del sistema nervioso autónomo” [19].

Cuando la persona enfrenta una carga laboral elevada, el equilibrio entre ambas divisiones se altera. La evidencia muestra que durante episodios de estrés “se observan disminuciones en Raíz Cuadrada de la Media de las Diferencias Sucesivas y en la potencia de la banda de alta frecuencia, junto con un incremento en la relación baja frecuencia/alta frecuencia” Järvelin-Pasanen et al. [20]. Estos cambios los cuales pueden ser medidos por ECGs reflejan una activación sostenida del sistema simpático y una reducción del tono parasimpático, lo que indica un estado fisiológico asociado a tensión y sobrecarga.

VI-B2. Biomarcadores fisiológicos del estrés: Los biomarcadores permiten detectar de manera objetiva cómo el cuerpo reacciona ante situaciones de tensión. Entre los más estudiados se encuentra la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV), la cual refleja la capacidad del organismo para adaptarse a las demandas del entorno. En palabras de Sammito et al. [19]: “la HRV proporciona información sobre la dinámica y los mecanismos de regulación cardiovascular”. Una HRV reducida suele indicar un estado de estrés prolongado o insuficiente recuperación.

El estrés también puede generar alteraciones musculares y posturales. Diversos estudios han documentado que posturas incómodas o mantenidas por periodos prolongados aumentan la tensión muscular y favorecen la aparición de molestias o lesiones. Como describen Soares et al. [18]: “las posturas incómodas en el trabajo pueden agravar lesiones preexistentes o causar nuevas”. La combinación de tensión psicológica y carga física puede amplificar estos efectos, generando un impacto directo sobre el bienestar y el rendimiento laboral.

VI-C. Señales Fisiológicas relevantes para el estrés

Las señales fisiológicas permiten observar de forma objetiva cómo reacciona el cuerpo ante la carga laboral. Entre los indicadores más utilizados se encuentran el electrocardiograma (ECG), la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV) Y la frecuencia cardíaca. Estas medidas reflejan la actividad del sistema nervioso autónomo y otros procesos corporales que cambian bajo situaciones de tensión. Como lo señalan Sammito et al. [19], “la HRV ofrece información sobre la dinámica y los mecanismos de regulación cardiovascular”, lo que explica su relevancia en la evaluación del estrés.

VI-C1. Electrocardiograma (ECG): El electrocardiograma (ECG) es un examen médico no invasivo que permite registrar de forma gráfica la actividad eléctrica del corazón a lo largo del tiempo. Este registro representa la suma algebraica de los potenciales de acción generados por las fibras del miocardio y se obtiene mediante electrodos superficiales colocados estratégicamente sobre el cuerpo del paciente. La cantidad y disposición de estos electrodos determinan las derivaciones, que ofrecen distintos puntos de vista de los patrones eléctricos cardíaco, donde en dispositivos médicos un mayor número de electrodos proporciona información más completa sobre el funcionamiento del corazón.

El examen del electrocardiograma como tal es una señal que registra la actividad eléctrica del corazón. Aunque su análisis clínico es complejo, para fines del presente proyecto basta con reconocer que el ECG está compuesto por varias ondas: la onda P, que refleja la actividad auricular; el complejo QRS, asociado al latido principal; y la onda T, vinculada a la recuperación eléctrica del corazón. Dentro de este registro, el pico R del complejo QRS es especialmente importante porque permite medir los intervalos entre latidos consecutivos, fundamentales para calcular la HRV [21].

VI-C2. Derivaciones: Las derivaciones son las distintas formas de observar la actividad eléctrica del corazón a partir de las diferencias de potencial que se generan entre electrodos colocados sobre la superficie del cuerpo. Cada derivación no representa a un electrodo, sino una ruta específica desde la cual se registra cómo se propaga el impulso eléctrico cardíaco. [21].

Las derivaciones bipolares, también conocidas como derivaciones estándar de las extremidades, comparan directamente el voltaje entre dos electrodos activos. Para ello se utilizan tres puntos de colocación: brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda. A partir de la combinación de estos electrodos se obtienen registros que permiten evaluar la actividad eléctrica del corazón principalmente en el plano frontal, proporcionando una visión global y básica del ritmo y la conducción cardíaca. [21]

Los estudios consultados enfatizan que el procesamiento del ECG debe ser suficientemente claro para permitir la detección confiable de estos picos. Prajod y André [23] afirman que “la mayoría de los modelos supervisados

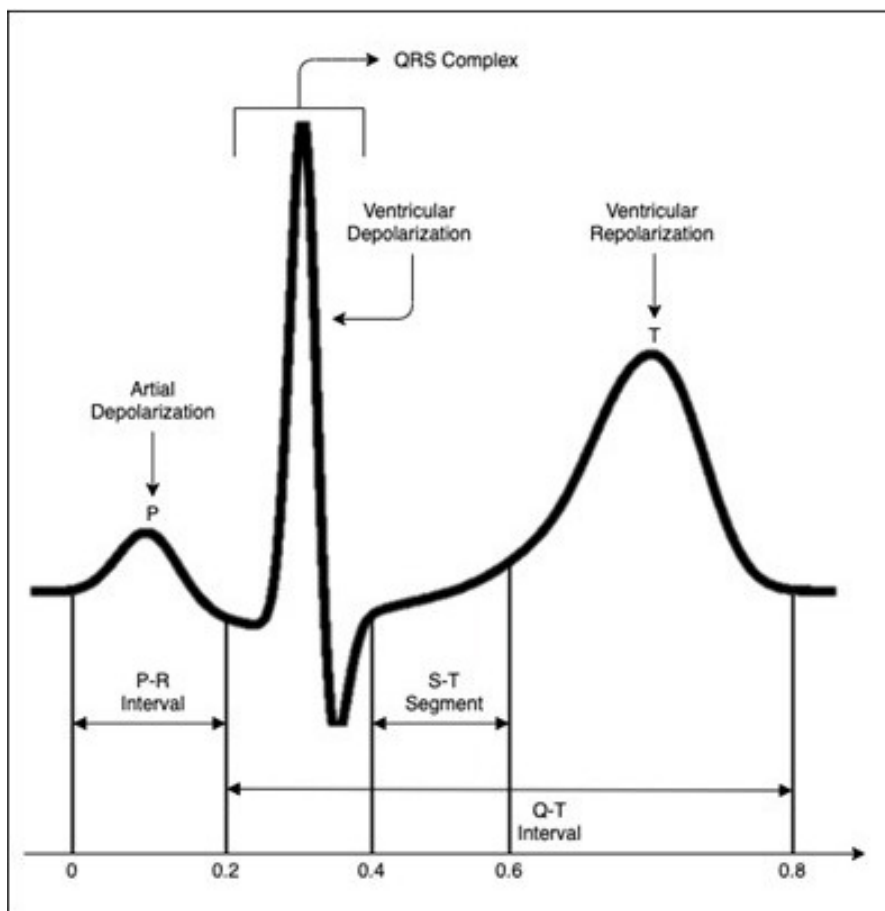


Figura 1: Sistema eléctrico del corazón, junto a la señal típica de un electrocardiograma donde se identifican la onda P, el complejo QRS y la onda T. Fuente: **ingale2020ecg**.

necesitan una extracción clara de las características basadas en intervalos R-R”.

VI-C3. HRV como indicador de estrés laboral: La HRV representa las variaciones en el tiempo que ocurre entre un latido y otro. Es un indicador muy utilizado porque refleja el equilibrio entre las ramas simpática y parasimpática del sistema nervioso autónomo.

De acuerdo con Sammito et al. [19], “la HRV sirve como un marcador de los mecanismos reguladores del sistema nervioso autónomo”.

Estas variaciones reflejan la capacidad adaptativa del organismo y, en particular, el equilibrio dinámico entre la actividad simpática y parasimpática del sistema nervioso autónomo. En contextos laborales, una HRV reducida suele asociarse con exposición prolongada al estrés, fatiga acumulada y menor capacidad de recuperación fisiológica, mientras que valores más elevados indican una regulación autonómica más flexible y eficiente. En este sentido, la HRV se ha consolidado como un biomarcador no invasivo ampliamente aceptado para el análisis del estrés psicofisiológico.

La HRV puede calcularse mediante métodos en el dominio del tiempo, de la frecuencia y no lineales. En aplicaciones portátiles, los métodos en el dominio del tiempo son los más utilizados debido a su menor complejidad computacional y a su buena correlación con la actividad parasimpática.



Figura 2: visualización de las derivaciones bipolares del electrocardiograma, Fuente: Blanco Vidal y Fdez-Obanza Windscheid [22].

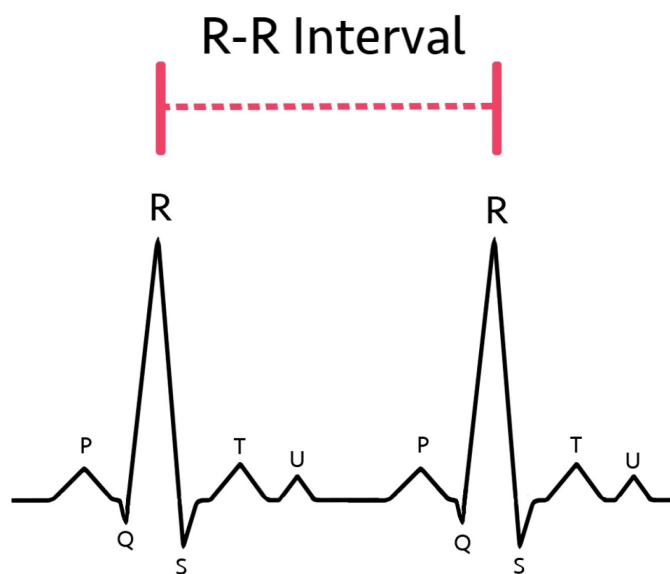


Figura 3: Relación entre la variabilidad de la frecuencia cardíaca y el equilibrio entre las ramas simpática y parasimpática del sistema nervioso autónomo en contextos de estrés. Fuente: Kim et al. [24].

Entre los principales indicadores se encuentran el intervalo RR medio, la desviación estándar de los intervalos RR (SDNN, por sus siglas en inglés) y la Raíz Cuadrática Media de las Diferencias Sucesivas (RMSSD, por sus siglas en inglés), este último especialmente sensible a la modulación vagal. El RMSSD se calcula a partir de las diferencias sucesivas entre intervalos RR consecutivos, según la expresión:

$$\text{RMSSD} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2} \quad (1)$$

Donde:

RR_i representa el i -ésimo intervalo entre latidos cardíacos consecutivos, y N corresponde al número total de intervalos analizados. Este indicador resulta particularmente adecuado para ventanas cortas de análisis, típicas de sistemas de monitoreo continuo en tiempo real, y ha demostrado ser robusto frente a variaciones en la frecuencia respiratoria y a cambios moderados en la frecuencia cardíaca.

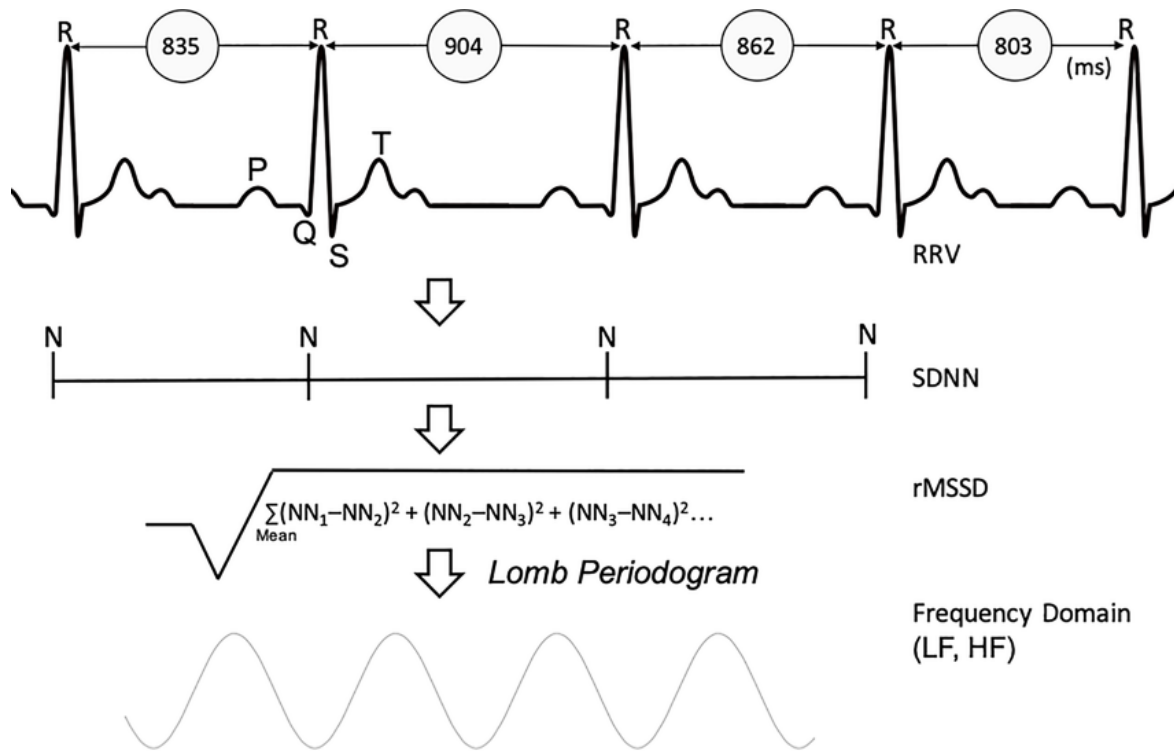


Figura 4: Derivación de los principales parámetros de variabilidad de la frecuencia cardíaca a partir de los intervalos R–R, incluyendo RRV y SDNN. Fuente: Hildenberg et al. [25].

VI-C4. Frecuencia Cardíaca: La frecuencia cardíaca (FC) corresponde al número de latidos por minuto. A diferencia de la HRV, que observa las fluctuaciones entre latidos, esta medida se centra únicamente en la velocidad del ritmo cardíaco.

Sammito et al. [19] explica que “la HR proporciona información sobre la carga del sistema cardiovascular en respuesta al trabajo físico y mental”. Esto significa que un incremento sostenido de la HR puede indicar una mayor demanda fisiológica, ya sea por esfuerzo físico o presión laboral.

La frecuencia cardíaca es un indicador útil, aunque menos específico que la HRV, ya que puede aumentar por diversos motivos no relacionados con estrés.

la frecuencia cardíaca se calcula a partir del intervalo de tiempo transcurrido entre latidos consecutivos, conocidos como intervalos RR. Dado que estos intervalos se expresan en milisegundos, la HR se obtiene convirtiendo dicha duración en latidos por minuto. Este enfoque permite derivar la frecuencia cardíaca directamente de la señal electrocardiográfica, sin necesidad de conteos manuales prolongados, y es ampliamente utilizado en estudios de fisiología cardiovascular y monitoreo continuo en tiempo real.

$$HR = \frac{60\,000}{\overline{RR}}$$

Donde:

RR representa el valor promedio de los intervalos RR medidos en milisegundos durante la ventana de análisis considerada. Debido a que se mide en milisegundos el valor por minuto es de 60,000ms.

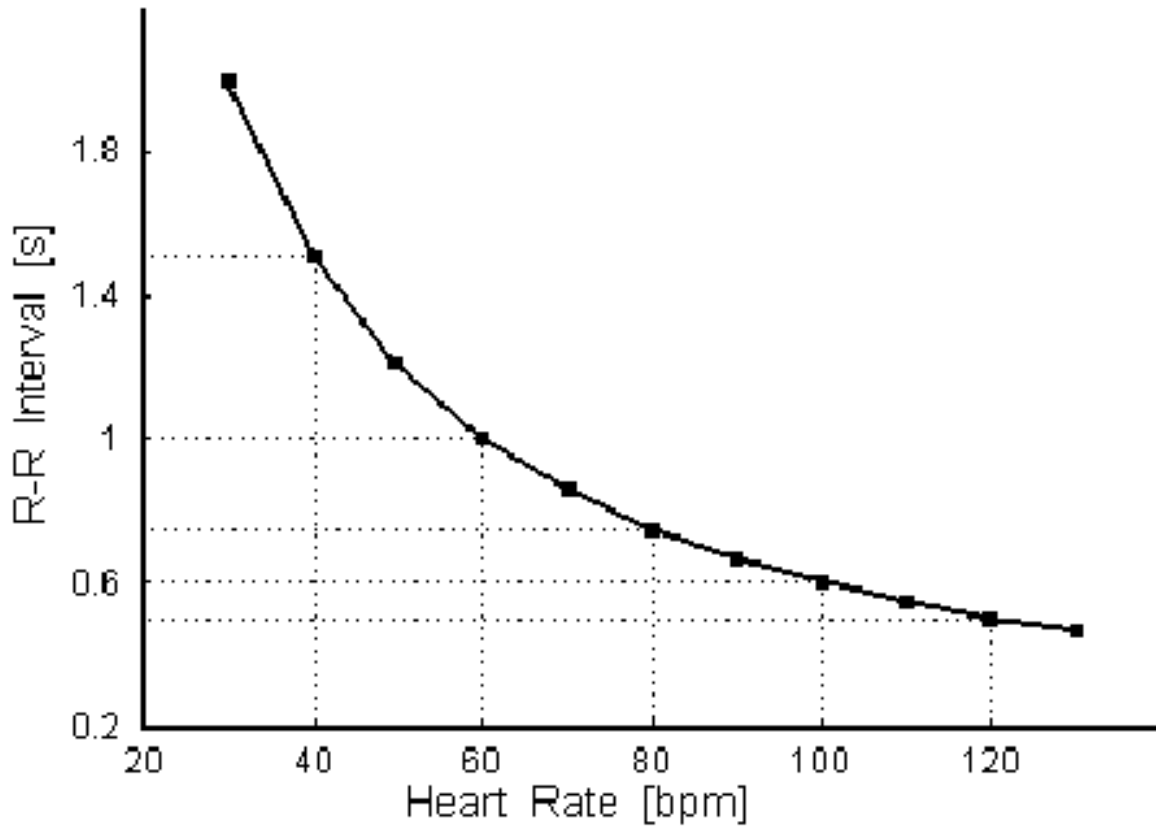


Figura 5: Relación no lineal entre intervalos R-R y frecuencia cardíaca (HR) para dos señales con diferentes promedios de HR, mostrando cómo las variaciones se expresan de forma distinta según la representación. Fuente: Sacha y Pluta [26].

VI-D. Anatomía y fisiología del corazón en la respuesta al estrés

El corazón es un órgano muscular hueco dividido en aurículas y ventrículos, cuya función principal es impulsar la sangre de manera eficiente a través del sistema circulatorio. Las aurículas actúan como cámaras de recepción: la aurícula derecha recibe la sangre venosa y la izquierda la sangre oxigenada proveniente de los pulmones. Su contracción sincronizada facilita el llenado ventricular y contribuye al ajuste fino del volumen sistólico, especialmente relevante cuando el organismo se enfrenta a cambios rápidos en la demanda fisiológica.

Los ventrículos, por su parte, constituyen las cámaras de bombeo principales. El ventrículo derecho impulsa la sangre hacia la circulación pulmonar, mientras que el izquierdo la expulsa hacia la circulación sistémica. Desde el punto de vista funcional, el ventrículo izquierdo desempeña un rol central en la respuesta al estrés, ya que incrementos en la frecuencia cardíaca y en la fuerza de contracción permiten elevar el gasto cardíaco para satisfacer mayores demandas metabólicas.

Las válvulas cardíacas (tricúspide, mitral, pulmonar y aórtica) aseguran un flujo unidireccional de la sangre entre cavidades y hacia los grandes vasos. Su correcto funcionamiento garantiza la eficiencia mecánica del corazón, evitando el reflujo sanguíneo durante los ciclos de contracción y relajación. Aunque no generan activamente la

respuesta al estrés, su integridad es esencial para que los cambios en la frecuencia y la contractilidad se traduzcan en una perfusión adecuada de los tejidos.

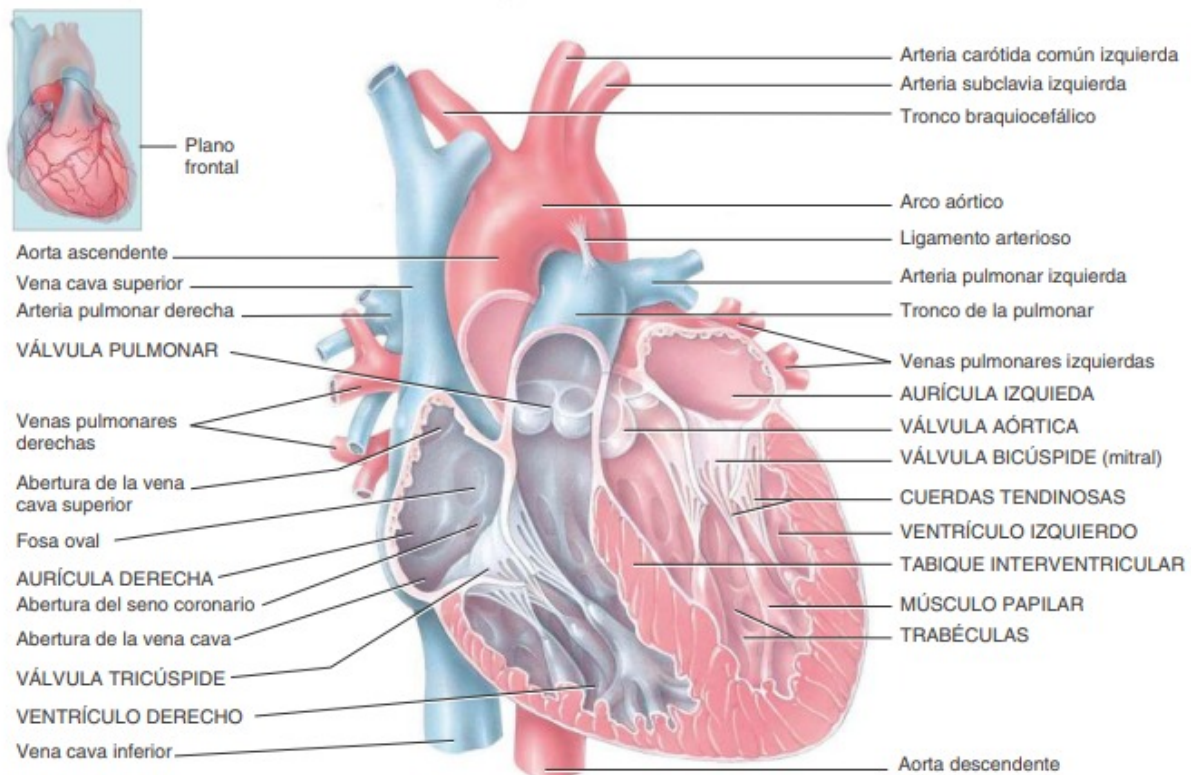


Figura 6: Anatomía interna del corazón humano donde se identifican aurículas, ventrículos, válvulas cardíacas y grandes vasos. Fuente: Tortora y Derrickson [27].

Este funciona usando una serie de procesos químicos los cuales producen la liberación de iones, de manera que se produce la despolarización del tejido cardíaco, causando contracciones, lo cual es seguido por un proceso de repolarización del tejido muscular cardíaco, volviendo a reiniciar el ciclo.

El desplazamiento de iones en las células genera pequeñas señales eléctricas, del orden de milivoltios. En los cardiomiocitos, este fenómeno se manifiesta como un potencial eléctrico en la membrana celular, y las contracciones del corazón se producen gracias a cambios controlados de ese potencial. Sin embargo, los procesos de despolarización y repolarización cardíaca no ocurren de manera espontánea ni desordenada: están regulados por rutas específicas de conducción y por un marcapasos natural propio del corazón. En conjunto, estos mecanismos dependen de un grupo de células especializadas que se conoce como el sistema de conducción cardíaco.

El sistema de conducción eléctrica del corazón está formado por el nodo sinoauricular (SA), el nodo auriculoventricular (AV) y las fibras de Purkinje.

El nodo SA, ubicado en la aurícula derecha, actúa como marcapasos fisiológico y determina el ritmo cardíaco basal. El nodo AV retrasa la conducción del impulso, permitiendo un llenado ventricular adecuado, mientras que las fibras de Purkinje distribuyen rápidamente el estímulo eléctrico a los ventrículos, asegurando una contracción coordinada y eficiente.

El control fisiológico del corazón está regulado principalmente por el sistema nervioso autónomo. La activación simpática incrementa la frecuencia cardíaca y la fuerza de contracción, actuando sobre el nodo SA, el sistema de

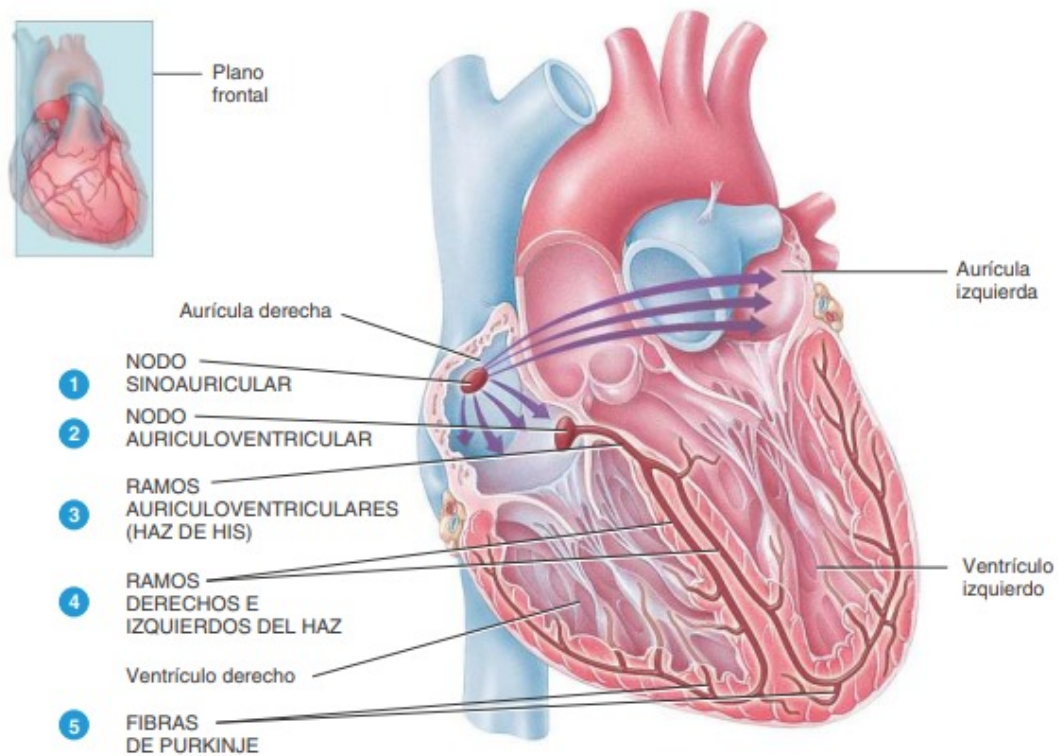


Figura 7: Sistema de conducción eléctrica del corazón humano, mostrando el nodo sinoauricular, el nodo auriculoventricular y las fibras de Purkinje responsables de la propagación del impulso eléctrico. Fuente: Tortora y Derrickson [27].

conducción y el miocardio ventricular. En contraste, la estimulación parasimpática, mediada por el nervio vago, reduce la frecuencia cardíaca al disminuir la actividad del nodo SA y enlentecer la conducción a través del nodo AV, favoreciendo estados de reposo y recuperación.

Durante situaciones de estrés, estas estructuras responden de forma integrada. El aumento de la actividad simpática acelera la descarga del nodo SA, acorta los intervalos entre latidos y potencia la contracción ventricular, mientras que la inhibición relativa del tono parasimpático reduce los mecanismos de regulación fina del ritmo cardíaco. Este desequilibrio se refleja en cambios medibles en la frecuencia cardíaca y en la variabilidad de la frecuencia cardíaca, indicadores sensibles del estado autonómico. [28].

Generalmente, la respuesta del corazón al estrés implica un aumento del gasto cardíaco y una menor variabilidad en los intervalos entre latidos, lo que permite al organismo enfrentar demandas físicas o cognitivas elevadas. Sin embargo, cuando esta activación se mantiene de forma prolongada, puede generar sobrecarga funcional del sistema cardiovascular y limitar la capacidad de recuperación, reforzando la importancia de monitorear de manera continua estas respuestas fisiológicas en contextos laborales.

VI-E. Postura y Salud Ocupacional

La postura cumple un rol esencial en la salud ocupacional porque condiciona el nivel de esfuerzo que el cuerpo debe sostener durante la jornada. En actividades con alta carga sedentaria o tareas estáticas prolongadas, la tensión acumulada sobre músculos y articulaciones favorece la aparición de fatiga física y malestar general. La ergonomía enfatiza que el entorno laboral debe adaptarse a las capacidades humanas para reducir este tipo de tensiones. La International Ergonomics Association define que “la ergonomía es la disciplina científica que se ocupa de

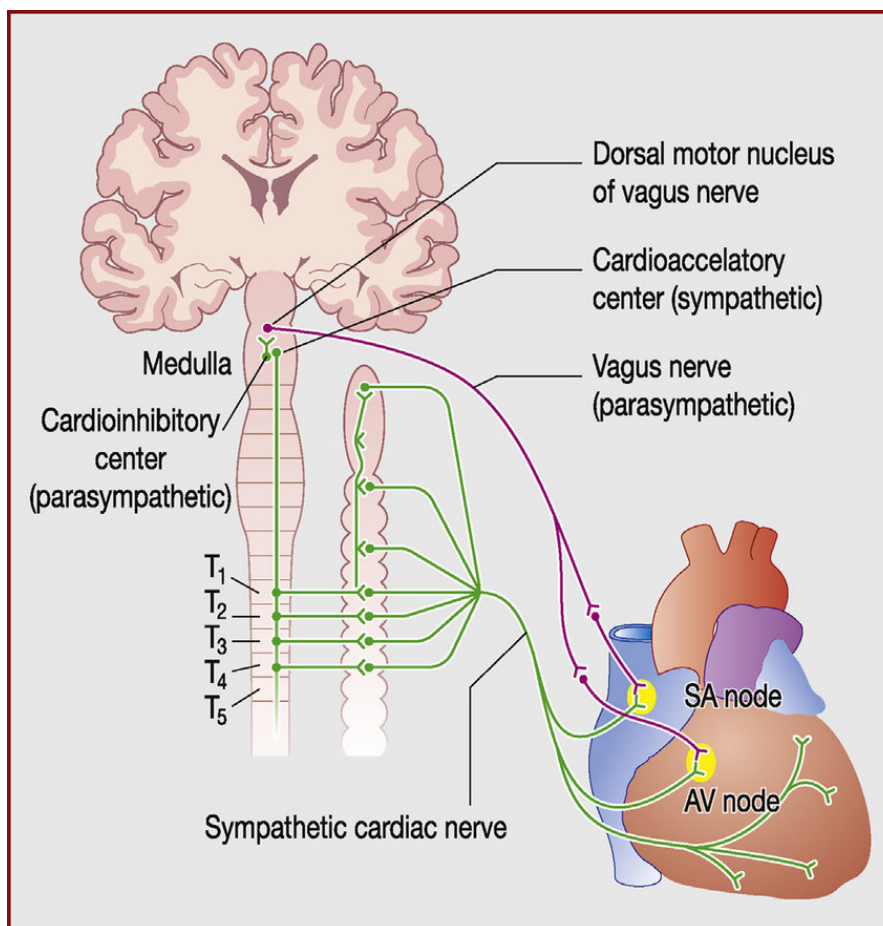


Figura 8: Inervación simpática y parasimpática del corazón humano, mostrando las vías autonómicas que modulan la actividad del nodo sinoauricular y la conducción auriculoventricular. Fuente: Scridon et al. [29].

comprender las interacciones entre los seres humanos y otros elementos de un sistema” [30].

VI-F. Anatomía de la postura

La columna vertebral constituye el eje biomecánico central del cuerpo humano y cumple funciones esenciales de soporte, movilidad y protección neurológica. Está formada por una serie de vértebras articuladas entre sí mediante discos intervertebrales, ligamentos y músculos, lo que le permite combinar estabilidad estructural con flexibilidad funcional. Desde la perspectiva de la salud ocupacional, la columna actúa como el principal sistema de transmisión y distribución de cargas durante las actividades laborales, por lo que cualquier alteración en su alineación o funcionamiento puede repercutir de manera directa en el equilibrio postural, la eficiencia del movimiento y el riesgo de desarrollar trastornos musculoesqueléticos.

La columna cervical está conformada por siete vértebras (C1–C7) que sostienen la cabeza y permiten un amplio rango de movimiento, como flexión, extensión y rotación. Desde el punto de vista funcional, su diseño prioriza la movilidad más que la carga, lo que la vuelve especialmente sensible a tensiones sostenidas y a desalineaciones asociadas al trabajo con pantallas. Una alineación cervical adecuada permite que el peso cefálico se distribuya de manera eficiente hacia los segmentos inferiores, reduciendo la sobrecarga muscular en cuello y cintura escapular [27].

La columna torácica, formada por doce vértebras (T1–T12), constituye el eje estructural del tronco superior y se articula con las costillas, lo que le confiere mayor rigidez y menor movilidad relativa. Su función principal es aportar estabilidad postural, proteger órganos vitales y servir como punto de anclaje para numerosos músculos

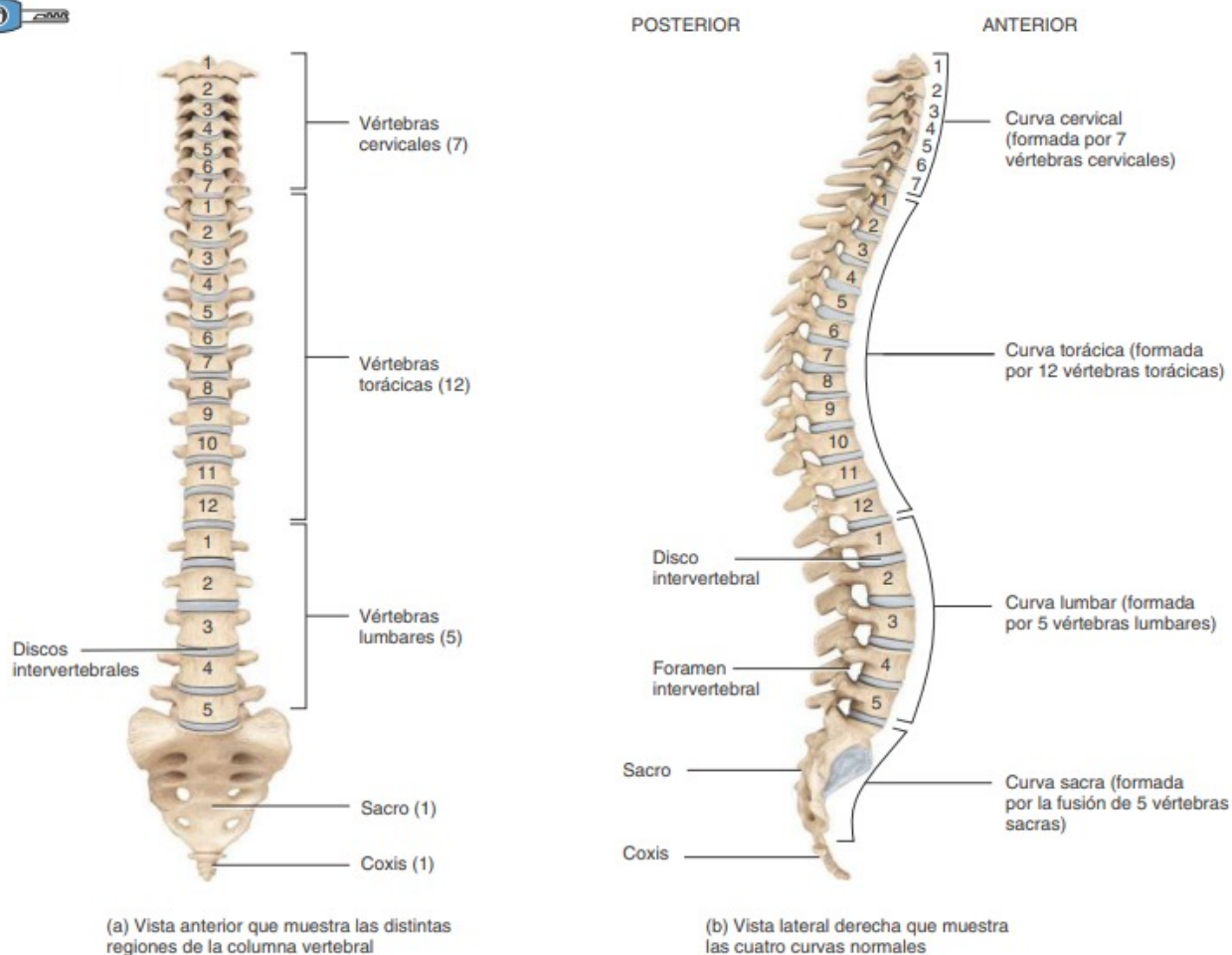


Figura 9: Vista anatómica de la columna vertebral humana que muestra sus regiones (cervical, torácica, lumbar, sacra y coccígea) y las curvaturas fisiológicas normales, relevantes para el análisis postural y la distribución de cargas. Fuente: Tortora y Derrickson [27].

del dorso y la cintura escapular. Dado que el dispositivo de este proyecto se ubica en la región torácica media y superior, este segmento resulta clave para el análisis postural: pequeñas alteraciones en su alineación, como el aumento de la cifosis torácica, pueden modificar de forma significativa la distribución de cargas y la activación muscular [27].

La columna lumbar, integrada por cinco vértebras (L1–L5), está especializada en soportar la mayor parte del peso corporal y transmitirlo hacia la pelvis. Sus cuerpos vertebrales voluminosos y discos intervertebrales gruesos permiten absorber cargas compresivas elevadas, pero también la hacen vulnerable a la sobrecarga mecánica cuando existe una mala alineación global de la columna. Alteraciones originadas en segmentos superiores, como la región torácica, suelen repercutir en la biomecánica lumbar, incrementando el riesgo de dolor y fatiga musculoesquelética [27].

Mientras tanto la estabilización postural depende de la acción coordinada de varios grupos musculares. El músculo erector de la columna cumple un rol central en el mantenimiento de la extensión y la alineación vertebral; los músculos abdominales contribuyen al control del tronco y al equilibrio de presiones intraabdominales; mientras que el trapecio y los romboides estabilizan la región escapular, especialmente relevante en el segmento torácico

superior. A estos se suman el psoas, como estabilizador lumbopélvico, y los glúteos, esenciales para la transferencia de cargas entre el tronco y los miembros inferiores [27].

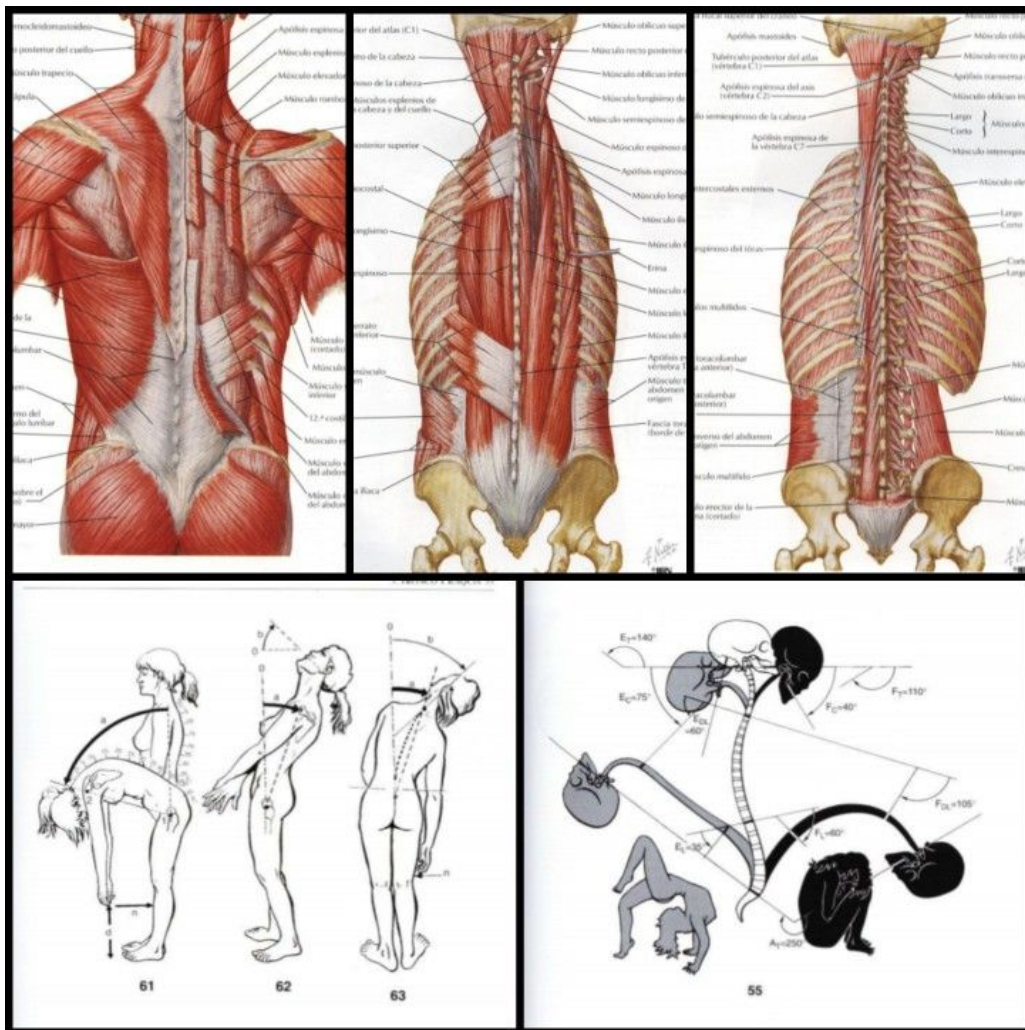


Figura 10: Representación ilustrativa de la musculatura de la espalda y su relación general con los rangos de movimiento del tronco. La imagen es destinada a la comprensión global del control postural, sin fines anatómicos detallados. Fuente: Fisiosesto [31].

VI-G. Biomecánica de la Columna

Desde una perspectiva biomecánica, la columna vertebral presenta curvas fisiológicas normales: lordosis cervical, cifosis torácica y lordosis lumbar. Estas curvaturas no son defectos estructurales, sino adaptaciones funcionales que permiten distribuir de manera progresiva las cargas axiales, amortiguar impactos y mantener el equilibrio en posición erguida. Cuando estas curvas se acentúan o se rectifican de forma sostenida, como ocurre en posturas laborales inadecuadas, se altera el reparto de fuerzas y aumenta el estrés mecánico sobre discos, ligamentos y musculatura vertebral.

La curvatura cervical presenta una lordosis fisiológica con convexidad hacia adelante, lo cual es fundamental para sostener el peso de la cabeza y permitir movimientos complejos del cuello. En adultos sanos, esta lordosis cervical suele situarse en un rango aproximado de 20–40°, medido radiográficamente entre C2 y C7; este arco curvo

actúa como un resorte que amortigua cargas y ayuda a mantener el equilibrio de la cabeza sobre el tronco [27],[32].

Esta configuración facilita el reparto de fuerzas sobre discos intervertebrales y articulaciones facetarias, reduciendo la tensión muscular constante de los estabilizadores cervicales.

La curvatura torácica es una cifosis con convexidad posterior que abarca desde T1 hasta T12 y constituye la curva primaria de la columna. La cifosis torácica fisiológica suele presentarse en un rango de 20–45°, aunque puede variar con la edad y el tipo corporal. Esta curvatura es clave para la estabilidad estructural del tronco superior y para la protección de la caja torácica, además de equilibrar las lordosis cervical y lumbar [27]. Una cifosis torácica dentro del rango normal permite una adecuada transmisión y distribución de cargas axiales y contribuye a la eficiencia biomecánica general de la columna.

La lordosis lumbar es una curva con convexidad anterior que se extiende desde T12 hasta S1. Esta curva normal suele encontrarse en rangos de 30–60° en adultos, dependiendo de la pelvis y la postura del individuo. La lordosis lumbar permite soportar la mayor parte del peso corporal, participa en la absorción de cargas compresivas y facilita la transferencia de fuerzas hacia la pelvis y miembros inferiores [27],[32]. La adecuada magnitud de esta curva es esencial para el mantenimiento de una postura erguida eficiente y para minimizar tensiones excesivas sobre discos y ligamentos lumbares, aunque hay que tener en cuenta que estas curvaturas naturales han reportado diferentes rangos y mediciones atribuidas a diferentes autores por lo cual sectores poblacionales como la población Ecuatoriana podrían tener otros valores representativos.

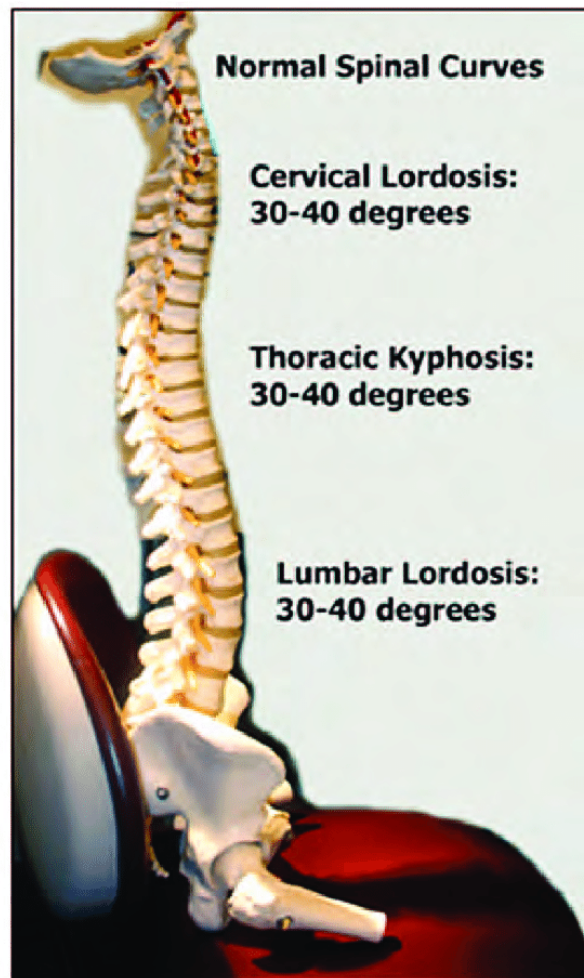


Figura 11: Representación esquemática de las curvaturas fisiológicas normales de la columna vertebral en el plano sagital. La imagen ilustra rangos angulares comúnmente citados para la lordosis cervical, cifosis torácica y lordosis lumbar. Es importante señalar que estos valores corresponden a referencias promedio y pueden variar significativamente según edad, sexo, características antropométricas y criterios metodológicos del grupo poblacional estudiado [33].

VI-H. *Consecuencias del estrés laboral crónico*

El estrés laboral crónico puede desencadenar múltiples efectos adversos que abarcan ámbitos fisiológicos, psicológicos, y organizacionales. En el plano fisiológico, la exposición prolongada a la tensión laboral modifica el funcionamiento del sistema nervioso autónomo, lo que puede manifestarse mediante alteraciones en la variabilidad de la frecuencia cardíaca, elevación de frecuencia cardíaca en reposo y otros cambios medibles.

Desde la dimensión psicológica, el estrés sostenido se asocia con mayor incidencia de ansiedad, depresión, desgaste emocional y reducción del bienestar general. La OMS indica que los riesgos psicosociales en el trabajo pueden “Resultar en resultados psicológicos, físicos y sociales negativos.” [34].

En términos de productividad y ausencia laboral, las consecuencias son también relevantes: la fatiga, el bajo rendimiento, los errores, el ausentismo y la presenteísmo se incrementan cuando no se gestionan adecuadamente los factores de estrés laboral. Estos efectos generan costos para la organización en términos económicos y humanos, y afectan la sostenibilidad de las prácticas laborales.

VI-I. *Patologías asociadas a alteraciones posturales*

VI-II. Cervicalgia mecánica: La cervicalgia mecánica es una de las patologías más frecuentes asociadas al trabajo sedentario y al uso prolongado de pantallas. Su causa principal se relaciona con la adopción sostenida de posturas de flexión cervical, adelantamiento de la cabeza y elevación constante de los hombros, lo que incrementa la carga sobre las vértebras cervicales, los discos intervertebrales y la musculatura estabilizadora del cuello, en particular el trapecio superior y los músculos paravertebrales cervicales. Estas alteraciones generan un desequilibrio biomecánico que favorece la fatiga muscular y la pérdida de la curvatura cervical fisiológica.

Los síntomas más habituales incluyen dolor localizado en cuello y región occipital, rigidez matutina, limitación del rango de movimiento y, en algunos casos, irradiación hacia hombros y brazos. Cuando la exposición postural inadecuada se mantiene en el tiempo, la cervicalgia puede volverse crónica y asociarse a cefaleas tensionales y disminución del rendimiento laboral, afectando tanto el bienestar físico como la concentración del trabajador.

VI-I2. Hipercifosis torácica postural: La hipercifosis torácica postural se desarrolla como consecuencia de una flexión prolongada del tronco superior, típica de actividades realizadas en sedestación sin apoyo dorsal adecuado. Esta condición se asocia al acortamiento de la musculatura anterior del tórax y al debilitamiento de los extensores dorsales, alterando la alineación normal de la columna torácica y desplazando el centro de gravedad hacia adelante. La región torácica media y superior, donde se concentra la estabilidad del tronco, resulta especialmente afectada.

Desde el punto de vista clínico, la hipercifosis se manifiesta con dolor dorsal persistente, sensación de rigidez interescapular, fatiga muscular y, en etapas más avanzadas, limitación de la expansión torácica. Estas alteraciones no solo impactan en la postura, sino que también pueden influir en la mecánica respiratoria y en la distribución global de cargas sobre la columna, incrementando el riesgo de compensaciones en segmentos cervicales y lumbares.

VI-I3. Lumbalgia mecánica: La lumbalgia mecánica es una patología altamente prevalente en trabajadores sedentarios y se origina principalmente por la pérdida de la lordosis lumbar fisiológica durante la sedestación prolongada. La ausencia de soporte lumbar adecuado y la inactividad de la musculatura estabilizadora profunda favorecen un aumento de la presión sobre los discos intervertebrales y las articulaciones facetarias. A esto se suma el acortamiento progresivo de los flexores de cadera y la inhibición de los glúteos, lo que altera la biomecánica lumbopélvica.

Los síntomas más comunes incluyen dolor en la región lumbar baja, rigidez al incorporarse tras periodos prolongados de reposo y disminución de la tolerancia a la bipedestación o a la marcha. En casos persistentes, la lumbalgia puede cronificarse y asociarse a episodios recurrentes de incapacidad funcional, convirtiéndose en una de las principales causas de ausentismo laboral y disminución de la calidad de vida.

VI-I4. Síndrome cruzado superior: El síndrome cruzado superior es un patrón de desequilibrio muscular característico de personas que mantienen posturas sedentarias con hombros adelantados y cabeza proyectada hacia adelante. Su causa radica en el acortamiento de músculos como el pectoral mayor, el trapecio superior y los elevadores de la escápula, junto con el debilitamiento de los flexores cervicales profundos y los estabilizadores escapulares. Este desbalance altera la alineación del complejo cuello–hombro–escápula.

Clínicamente, se manifiesta con dolor cervical y escapular, sensación de tensión constante en la parte superior de la espalda, rigidez en hombros y limitación funcional en actividades que requieren elevación o estabilidad del miembro superior. A largo plazo, este síndrome incrementa el riesgo de lesiones en hombro y cuello, además de reforzar patrones posturales inadecuados que perpetúan el ciclo de sobrecarga musculoesquelética.

VI-J. *Parámetros posturales detectables con sensores*

Los sensores inerciales permiten analizar la postura de manera objetiva al registrar parámetros como inclinación y rotación. La flexión y extensión captan la curvatura o estiramiento del cuerpo, especialmente de la zona cervical y torácica. Estos parámetros permiten identificar patrones posturales que podrían generar tensión innecesaria o sobrecarga muscular, lo que resulta útil en entornos laborales que buscan reducir riesgos físicos mediante herramientas tecnológicas accesibles.

VI-K. *Tecnologías para Adquisición de Señales Fisiológicas*

La selección de tecnologías adecuadas para medir señales fisiológicas depende de factores como la precisión requerida, el consumo energético, la disponibilidad en el mercado local y la facilidad de integración. En entornos como Ecuador, donde el acceso a ciertos módulos puede ser limitado, se priorizan dispositivos ampliamente distribuidos como el ESP32 y sensores de ECG o movimiento que suelen estar disponibles en tiendas locales de electrónica.

VI-K1. Microcontroladores Comunes: El microcontrolador más adecuado para proyectos de adquisición fisiológica es el ESP32, principalmente por su equilibrio entre potencia, conectividad y costo. Su fabricante, Espressif Systems, lo describe textualmente como “Un sistema en chip de bajo costo y bajo consumo con Wi-Fi y Bluetooth integrados” [35].

Esta combinación permite transmitir señales como ECG o movimiento sin necesidad de una electrónica mucho más avanzada. Asimismo, su consumo energético moderado facilita el uso en aplicaciones portátiles. En el contexto ecuatoriano, el ESP32 es uno de los microcontroladores más fáciles de conseguir y económicos, especialmente en Guayaquil y Quito.

VI-K2. ESP32: Es un microcontrolador de propósito general desarrollado por Espressif Systems, orientado a aplicaciones de IoT y sistemas embebidos que requieren conectividad inalámbrica integrada. Se basa en una arquitectura de 32 bits, con uno o dos núcleos Tensilica e incorpora de forma nativa Wi-Fi y Bluetooth/Bluetooth Low Energy, lo que reduce la necesidad de módulos externos y simplifica el diseño del hardware. Esta integración lo ha posicionado como una plataforma ampliamente adoptada en prototipos y desarrollos académicos relacionados con monitoreo remoto y vestible [35].

El ESP32 dispone de recursos particularmente pertinentes para este proyecto, como convertidores ADC de 12 bits para adquisición de señales, temporizadores de alta resolución para muestreo periódico y un rendimiento suficiente para ejecutar filtrado digital y detección de eventos en tiempo real [35].

El ESP32 ofrece múltiples modos de bajo consumo y mecanismos de gestión de energía que lo hacen adecuado para aplicaciones portátiles [35]. La posibilidad de combinar estos modos con Bluetooth Low Energy permite mantener comunicaciones periódicas sin comprometer de forma significativa la autonomía del sistema.

VI-K3. Sensores de ECG: Los sensores de ECG suelen basarse en módulos económicos que utilizan electrodos adhesivos. Un módulo ampliamente utilizado en proyectos educativos y de prototipado es el AD8232. Este módulo ofrece una señal suficientemente estable para analizar picos R del ECG y calcular la variabilidad cardíaca. Su instalación requiere electrodos desechables colocados en el pecho siguiendo un esquema básico de derivación.

VI-K4. AD8232: El AD8232 es un circuito integrado diseñado específicamente como front-end analógico para la adquisición de biopotenciales. Su arquitectura está pensada para trabajar con señales de muy baja amplitud y alta susceptibilidad al ruido, como las generadas por la actividad eléctrica cardíaca, integrando en un solo chip amplificación, filtrado y acondicionamiento analógico. Esto lo convierte en una solución compacta y adecuada para proyectos de sistemas portátiles y vestibles orientados a la monitorización fisiológica continua no sin propósitos clínicos. [37].

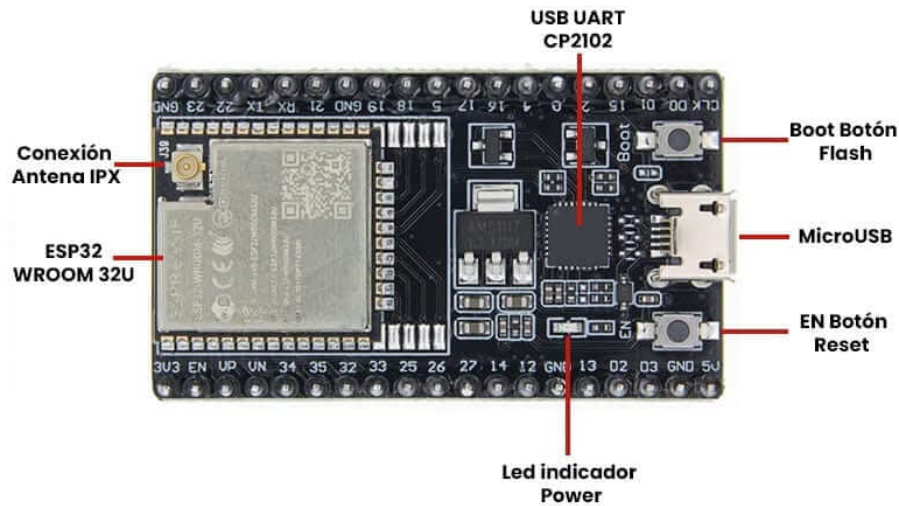


Figura 12: Placa de desarrollo ESP32 DevKitC V4 basada en el módulo ESP32-WROOM-32U, donde se identifican los principales componentes físicos como el módulo de radiofrecuencia, interfaz USB-UART, botones de control y pines de entrada/salida. Fuente: Electrónica Paraguay [36].

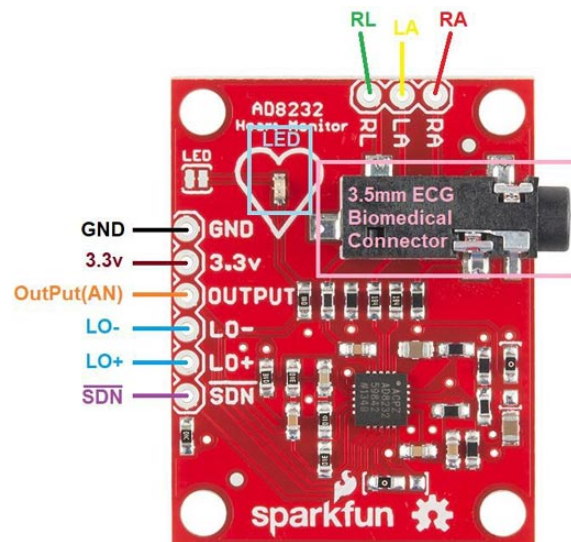


Figura 13: Módulo AD8232 para adquisición de señales ECG, donde se identifican los pines de alimentación, salida analógica, detección de electrodos y las conexiones para los electrodos RA, LA y RL. Fuente: Components101 [38].

Un elemento relevante para aplicaciones portables es su bajo consumo energético, lo que permite su integración en sistemas alimentados por baterías sin comprometer la autonomía del dispositivo. El AD8232 opera típicamente con tensiones de alimentación bajas y por descripción de los fabricantes diseñado para funcionar de manera relativamente estable incluso en condiciones de señal degradada, como aquellas provocadas por cambios posturales o movimientos leves del usuario, situaciones habituales en contextos de monitoreo ocupacional continuo.

VI-K5. *Sensores de movimiento*: Los sensores IMU como el MPU9250 son ampliamente utilizados por su capacidad para registrar movimiento tridimensional y orientación corporal. El fabricante InvenSense describe este sensor señalando que “el MPU-9250 es un dispositivo de seguimiento de movimiento de 9 ejes que combina un

gir6scopo de 3 ejes, un aceler6metro de 3 ejes y un magnet6metro de 3 ejes” [39].

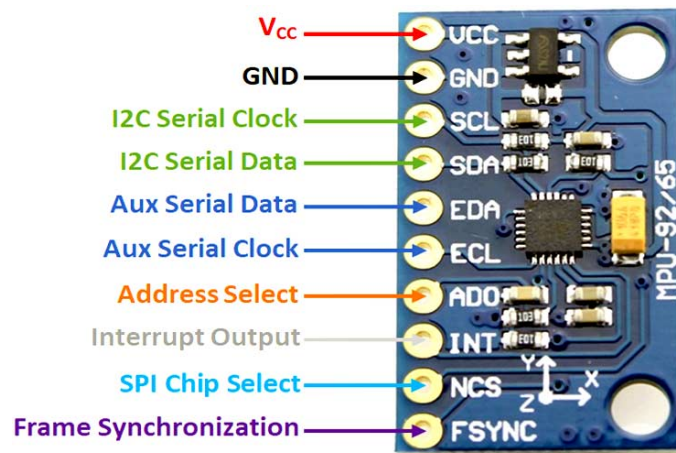


Figura 14: M6dulo MPU9250 de nueve ejes, donde se muestran los pines de alimentaci6n, las l6neas de comunicaci6n I²C y SPI, la salida de interrupci6n y las conexiones auxiliares. Este sensor integra aceler6metro, giroscopio y magnet6metro en un 6nico encapsulado. Fuente: Components101 [40].

La combinaci6n de estos par6metros permite obtener informaci6n detallada sobre inclinaci6n, rotaci6n y desplazamientos del cuerpo, lo que resulta 6til tanto para an6lisis postural. El aceler6metro detecta variaciones en aceleraci6n, el giroscopio identifica cambios en velocidad angular, y el magnet6metro ayuda a estabilizar la orientaci6n respecto al campo magn6tico terrestre. Esto convierte a la IMU en un componente clave para cualquier sistema de monitoreo fisiol6gico que incluya postura o movimiento.

VI-L. Estado del Arte

La integraci6n de sensores port6tiles para el monitoreo fisiol6gico y biomec6nico ha experimentado un crecimiento significativo en la 6ltima d6cada, impulsando nuevas aproximaciones en salud ocupacional, ergonomía y prevenci6n de trastornos m6sculo-esquel6ticos. Las investigaciones recientes coinciden en que los vestibles permiten capturar señales fisiol6gicas y posturales en contextos reales de trabajo, facilitando la detecci6n temprana de sobrecarga, estr6s y fatiga. Este enfoque es especialmente relevante en actividades caracterizadas por posturas est6ticas, tareas repetitivas o ambientes de alta demanda cognitiva, condiciones que coinciden con el perfil de riesgo identificado en esta tesis.

En el 6mbito del monitoreo del estr6s, Gonz6lez-Ram6rez et al. realizan una revisi6n exhaustiva de estudios que utilizan dispositivos port6tiles para gestionar episodios de estr6s en poblaci6n general y en condiciones cotidianas. La investigaci6n evidencia que los vestibles han adquirido un rol central en la identificaci6n de respuestas auton6micas, principalmente a trav6s del registro continuo de frecuencia card6aca, variabilidad de la frecuencia card6aca y respuesta galv6nica de la piel. Los autores destacan que la mayoría de intervenciones m6viles enfocadas en el estr6s emplean retroalimentaci6n en tiempo real para promover autorregulaci6n, siendo las t6cnicas de respiraci6n asistida una de las estrategias m6s efectivas. Asimismo, se enfatiza la necesidad de tecnologías no invasivas capaces de anticipar episodios de estr6s mediante señales fisiol6gicas obtenidas fuera del entorno cl6nico, abriendo un campo para dispositivos m6s asequibles y de aplicaci6n laboral [41].

En lo referente al monitoreo y correcci6n de postura, 6zg6l y Patlar-Akbulut desarrollan un sistema vestibular basado en sensores inerciales para detectar alteraciones posturales durante actividades diarias. El prototipo, implementado como un chaleco inteligente equipado con aceler6metros y giroscopios, logra identificar posturas cif6ticas y generar alertas auditivas y visuales para fomentar la correcci6n inmediata del usuario. Los experimentos

evidencian que los trabajadores modifican su postura en menos de cinco segundos tras recibir retroalimentación, lo que respalda la eficacia de los sistemas portátiles como herramienta preventiva en ergonomía. Este estudio demuestra la aplicabilidad de tecnologías de bajo costo para evaluar movimientos repetitivos y posiciones mantenidas, aspectos equivalentes a los observados en ocupaciones docentes y administrativas [42].

Los avances en evaluación biomecánica también incluyen desarrollos orientados al análisis de carga interna y externa mediante sensores portátiles. Seshadri et al. presentan una revisión aplicada al ámbito deportivo donde se caracterizan tendencias tecnológicas relacionadas con acelerometría, sensores ópticos, dispositivos GPS y sistemas de medición de carga muscular. Aunque centrado en deportistas, el estudio aporta una perspectiva valiosa sobre el uso de prendas inteligentes para estimar fatiga, esfuerzo y patrones de movimiento, los cuales son extrapolables a entornos laborales. Los autores demuestran que la integración de sensores fisiológicos con modelos analíticos permite anticipar lesiones por sobrecarga y cuantificar la fatiga a partir del comportamiento de señales como HRV o esfuerzos repetitivos, lo cual refuerza la importancia del monitoreo multimodal planteado [43].

La literatura más reciente en ergonomía industrial confirma esta tendencia hacia la utilización de prendas inteligentes como herramientas fundamentales para evaluar riesgos biomecánicos. Naranjo et al. realizan una revisión sistemática que demuestra que los sensores inerciales, electromiográficos y de ritmo cardíaco han generado incrementos de hasta un 38 % en la optimización ergonómica de tareas industriales. El estudio concluye que la incorporación de estos dispositivos permite identificar exposiciones repetitivas, movimientos forzados y cargas sostenidas, además de integrarse con sistemas de análisis basados en inteligencia artificial para predecir puntos de riesgo antes de que se manifiesten síntomas clínicos. Asimismo, su análisis enfatiza la utilidad de los IMUs para evaluar ángulos articulares y desplazamientos corporales de forma continua, lo cual coincide directamente con la solución propuesta en la presente investigación [44].

Por otra parte, el uso de tecnologías accesibles para monitoreo postural y análisis ergonómico ha sido demostrado por investigaciones que emplean únicamente acelerometría. Muşat y Borz desarrollan un sistema basado en sensores de aceleración para clasificar actividades físicas y detectar patrones de movimiento asociados a riesgos músculo-esqueléticos. Sus resultados confirman que, incluso con hardware de bajo costo, es posible categorizar movimientos, identificar cargas y discriminar entre posturas estáticas y dinámicas relevantes para el análisis ergonómico. Este tipo de evidencia apoya la viabilidad de prototipos compactos y económicos para la vigilancia postural continua en el trabajo, reforzando la pertinencia tecnológica del prototipo diseñado [45].

En conjunto, estas investigaciones permiten identificar varias tendencias consolidadas:

- El uso creciente de sensores portátiles para evaluar cargas biomecánicas y respuestas autonómicas.
- La efectividad de los sistemas de retroalimentación inmediata para corregir posturas inadecuadas.
- El valor de combinar señales fisiológicas y de movimiento para detectar condiciones de estrés y fatiga.
- La necesidad de dispositivos económicos, modulares y precisos que permitan su adopción en contextos reales de trabajo.

Estas conclusiones respaldan la relevancia del presente proyecto, el cual integra señales fisiológicas y posturales en un sistema de monitoreo continuo, operable en entornos laborales y orientado a la prevención temprana de riesgos ocupacionales asociados al estrés y a posturas sostenidas.

VI-L1. Tecnologías vestibles aplicadas al monitoreo fisiológico: La adopción de tecnologías vestibles ha posibilitado el monitoreo continuo de parámetros fisiológicos en contextos reales, fuera del entorno clínico tradicional. Estos dispositivos portátiles permiten el registro no invasivo de señales como la actividad cardíaca y el movimiento

corporal durante periodos prolongados, lo cual resulta especialmente valioso para evaluar la respuesta del organismo en situaciones cotidianas de trabajo.

Diversas investigaciones han demostrado que los sistemas de monitoreo fisiológico continuo pueden ofrecer mediciones confiables en condiciones de vida libre (*free-living conditions*), acercándose al desempeño de dispositivos de referencia utilizados en entornos controlados. Por ejemplo, un estudio exploratorio basado en sensores vestibles constató que la precisión en la medición de la frecuencia cardíaca y la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV) fue generalmente alta en entornos libres, lo que demuestra la viabilidad de este enfoque para evaluaciones fisiológicas prolongadas [46].

Un análisis sistemático sobre la aplicación de sistemas de monitoreo fisiológico en grupos ocupacionales reveló que los sensores fisiológicos constituyen herramientas válidas para valorar el estado fisiológico de los trabajadores durante actividades laborales. En dicho estudio se concluye que los dispositivos vestibles resultan adecuados para evaluar variables como la respuesta cardiovascular, la temperatura corporal y las cargas físicas relacionadas con el trabajo, demostrando su aplicabilidad en entornos laborales reales [47].

La capacidad de registrar datos fisiológicos de forma continua abre la posibilidad de detectar cambios sutiles que no serían captados mediante evaluaciones puntuales o subjetivas. Investigaciones recientes señalan que el monitoreo continuo de la variabilidad de la frecuencia cardíaca y otros parámetros fisiológicos permite un análisis prospectivo casi en tiempo real de indicadores de salud en condiciones libres, lo cual resulta compatible con evaluaciones de riesgo evolutivas.

Además de los beneficios para la salud individual, el monitoreo continuo mediante dispositivos vestibles también presenta aplicaciones relevantes en el ámbito organizacional. Los datos fisiológicos recopilados durante la jornada laboral pueden proporcionar información objetiva sobre la carga física y psicosocial a la que se enfrentan los trabajadores, facilitando la identificación de patrones de tensión o fatiga que no siempre son evidentes en mediciones aisladas. Este enfoque contribuye al diseño de estrategias preventivas orientadas a la salud ocupacional.

No obstante, la literatura también reconoce desafíos asociados a la precisión de las mediciones, el ruido de señal y la variabilidad entre dispositivos, lo que subraya la importancia de validar y calibrar adecuadamente los sensores utilizados en entornos reales, especialmente cuando la información obtenida se emplea como apoyo para la toma de decisiones relacionadas con la salud o la productividad laboral.

VI-L2. Procesamiento digital de señales fisiológicas: El procesamiento digital de señales fisiológicas constituye una etapa fundamental en los sistemas de monitoreo basados en sensores biomédicos, dado que las señales adquiridas directamente desde el cuerpo humano suelen estar afectadas por ruido, interferencias y artefactos derivados tanto del entorno como del propio movimiento del usuario. En particular, señales como el electrocardiograma (ECG) presentan una amplitud reducida y una alta sensibilidad a perturbaciones externas, lo que hace indispensable la aplicación de técnicas de procesamiento que permitan mejorar su calidad antes del análisis clínico o fisiológico.

Diversos autores coinciden en que las señales biomédicas requieren etapas de preprocesamiento orientadas a eliminar interferencias y preservar la información fisiológica relevante [48]. En este sentido, el procesamiento digital no solo tiene como objetivo limpiar la señal, sino también facilitar la extracción de parámetros que permitan interpretar de manera confiable el estado fisiológico del individuo.

En el contexto de sistemas embebidos y dispositivos vestibles, estas técnicas deben implementarse de forma eficiente, considerando las limitaciones propias de la capacidad de cómputo y del consumo energético, sin comprometer la fidelidad de la información fisiológica registrada.

El electrocardiograma es una señal que refleja la actividad eléctrica del corazón y contiene información esencial para el análisis del ritmo cardíaco y la variabilidad de la frecuencia cardíaca. Sin embargo, durante su adquisición

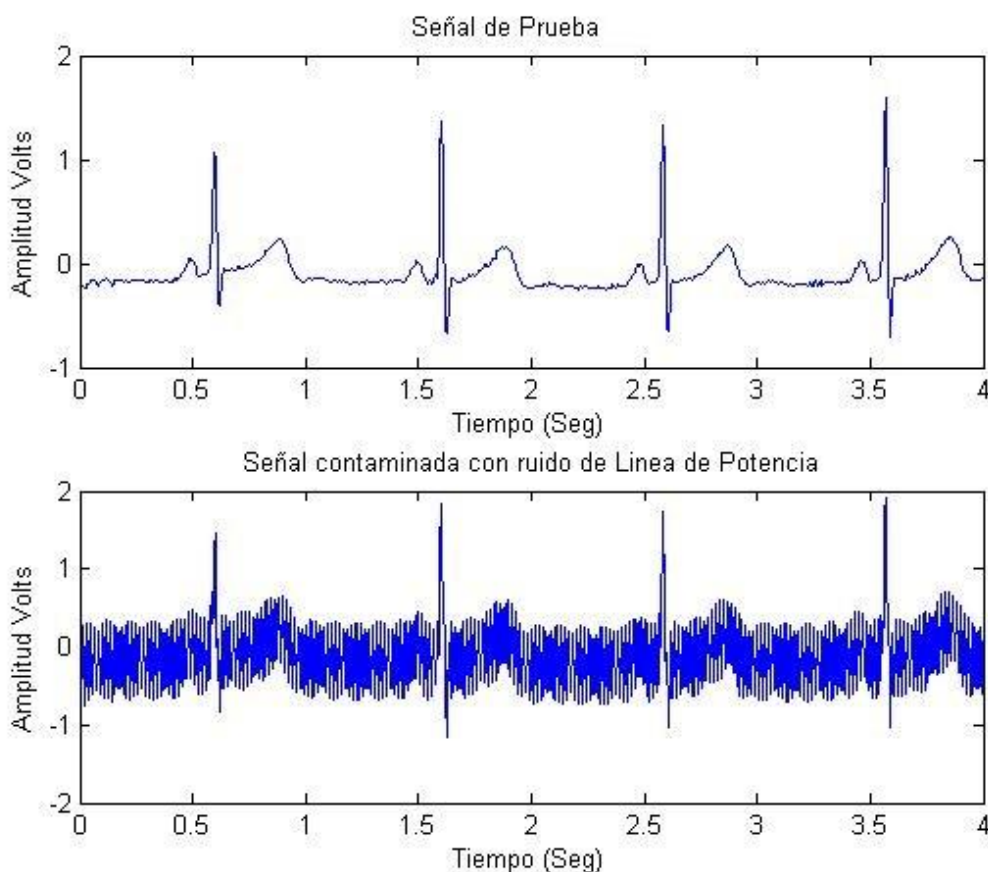


Figura 15: Señal de electrocardiograma original y su versión contaminada por ruido antes y después del procesamiento digital. Fuente: Adaptado de Montenegro et al. [49].

suele verse afectado por diferentes tipos de ruido, entre los que destacan la deriva de línea base, el ruido muscular y las interferencias de la red eléctrica.

La deriva de línea base corresponde a variaciones lentas de la señal ocasionadas por movimientos respiratorios, cambios posturales o variaciones en la impedancia de contacto de los electrodos. Según Clifford et al., este tipo de interferencia puede enmascarar componentes relevantes del ECG, dificultando la detección precisa del complejo QRS [50]. Por esta razón, resulta habitual aplicar técnicas de filtrado que atenúen las componentes de muy baja frecuencia, preservando la morfología característica de la señal cardíaca.

Otro componente relevante del ruido es el originado por la actividad muscular, el cual introduce señales de alta frecuencia que pueden superponerse al ECG, especialmente durante movimientos corporales. En la literatura se indica que este tipo de interferencia representa una de las principales fuentes de distorsión en registros electrocardiográficos obtenidos en condiciones de movimiento [52].

Adicionalmente, la interferencia proveniente de la red eléctrica constituye una perturbación frecuente en sistemas de adquisición biomédica, manifestándose como una oscilación casi sinusoidal de frecuencia fija. La eliminación de este tipo de ruido resulta crucial para evitar falsas detecciones o errores en el análisis de la señal.

Una vez que la señal de ECG ha sido adecuadamente filtrada, el siguiente paso consiste en la extracción de

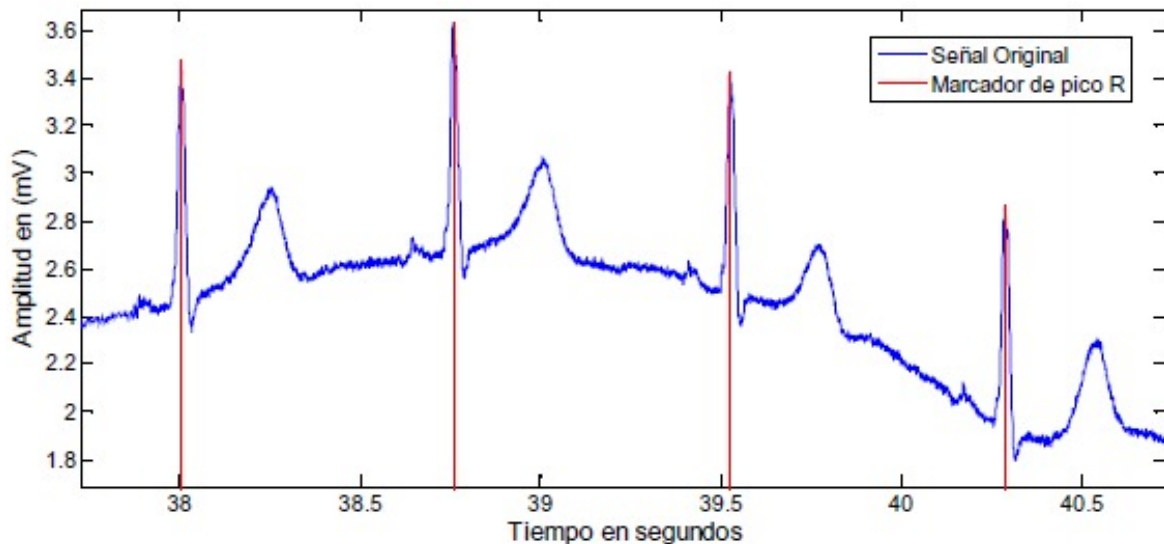


Fig. 4. Fragmento de la señal original con marcadores en los complejos QRS.

Figura 16: Ejemplo de señal ECG afectada por deriva de línea base Fuente: Dugarte et al. [51].

características que permitan cuantificar el comportamiento del sistema cardiovascular. Entre las más relevantes se encuentra la detección de los picos R del complejo QRS, ya que estos puntos representan los instantes de contracción ventricular y sirven como referencia temporal para el análisis del ritmo cardíaco.

La detección de picos R es considerada una etapa crítica en el procesamiento del ECG. Como señalan Pan y Tompkins, la identificación precisa de los complejos QRS constituye un requisito previo para cualquier análisis confiable del ritmo cardíaco [54]. Errores en esta etapa pueden propagarse a las métricas derivadas, afectando la interpretación fisiológica de los resultados.

A partir de los picos R se calculan los intervalos R–R, que corresponden al tiempo transcurrido entre latidos consecutivos. Estos intervalos constituyen la base para el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV), un indicador ampliamente utilizado para evaluar la regulación del sistema nervioso autónomo.

En el dominio temporal, métricas como la desviación estándar de los intervalos R–R (SDNN) y la raíz cuadrada de la media de las diferencias sucesivas (RMSSD) resultan especialmente relevantes. La Task Force de la European Society of Cardiology establece que la RMSSD es un indicador robusto de la actividad parasimpática del sistema nervioso autónomo, siendo una disminución sostenida de este parámetro indicativa de estados de estrés crónico o fatiga acumulada [55].

VI-M. Filtrado de señales fisiológicas

Dado que los biopotenciales presentan magnitudes reducidas y se encuentran inmersos en un espectro electromagnético saturado, el diseño de una topología de filtrado debe abordar de manera selectiva la eliminación de componentes de corriente continua, la atenuación de interferencias de alta frecuencia y la estabilización de la impedancia de entrada.

VI-N. Filtro Paso Alto

Un filtro paso alto es un circuito o algoritmo diseñado para permitir el tránsito de señales cuyas componentes de frecuencia son superiores a una frecuencia de corte definida, mientras atenúa de manera progresiva aquellas componentes que se encuentran por debajo de dicho umbral.

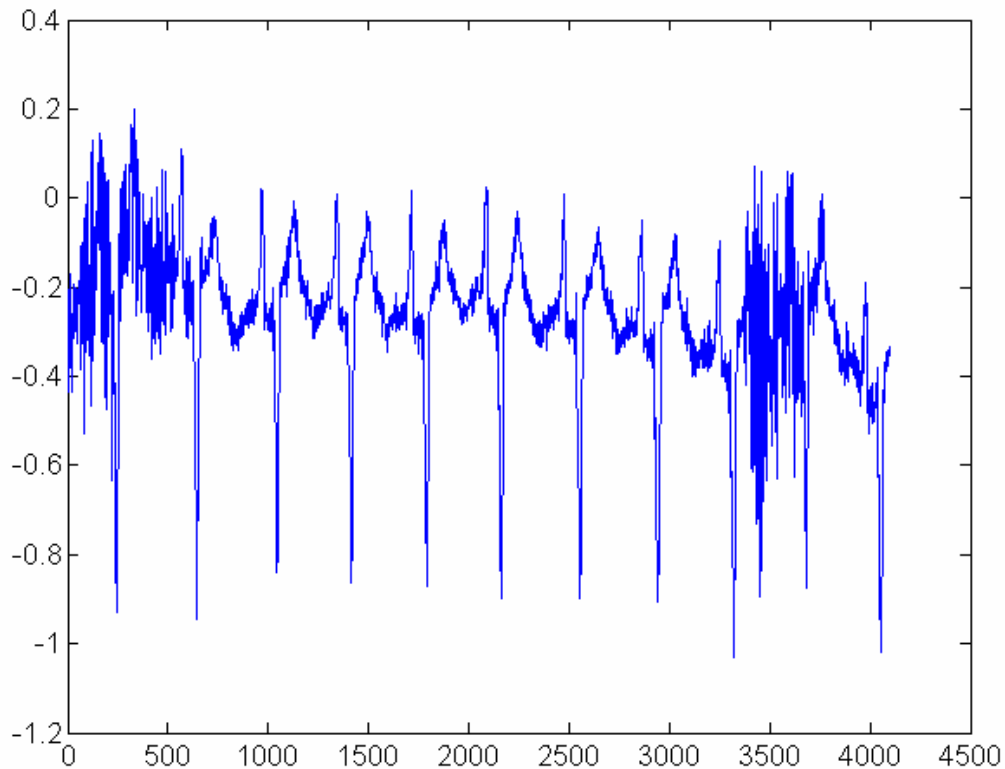


Figura 17: Ejemplo de señal ECG afectada por ruido de actividad muscular Fuente: Stolojescu-Crisan [53].

Permitiendo la eliminación de niveles de corriente continua y variaciones de baja frecuencia que podrían saturar las etapas de amplificación posteriores. [56]

VI-Ñ. Filtro RC Pasivo de Primer Orden

Un HPF analógico consiste en una red pasiva compuesta por un capacitor y una resistencia dispuestos en serie. En esta configuración, el capacitor actúa como un elemento de reactancia dependiente de la frecuencia, presentando una impedancia infinita ante señales de DC y una impedancia decreciente a medida que aumenta la frecuencia de la señal de entrada. [56]

La relación entre el voltaje de entrada y el voltaje de salida se describe mediante la función de transferencia:

$$H(s) = \frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{sRC}{1 + sRC}$$

La frecuencia de corte (f_c), es el parámetro donde la magnitud de la señal cae al 70.7% de su valor máximo y esta es determinada por la formula:

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

VI-O. Filtro Paso Bajo

Un filtro paso bajo es un circuito diseñado para permitir el flujo de señales con componentes de frecuencia inferiores a una frecuencia de corte definida, mientras atenúa las componentes que superan dicho límite. [56]

A diferencia de los filtros de primer orden, los filtros de segundo orden incorporan dos elementos reactivos, y un componente activo, como un amplificador operacional. Siendo la principal ventaja de esta configuración es que permite obtener una pendiente de atenuación de -40 dB por década en la banda de rechazo, proporcionando una transición mucho más nítida entre la banda de paso y la de corte en comparación con los filtros pasivos. [57]

La configuración Sallen-Key es una de las topologías de filtros activos más difundidas debido a su baja sensibilidad a las tolerancias de los componentes y su capacidad para ofrecer ganancia unitaria o superior.

esta arquitectura utiliza el amplificador operacional como un seguidor de voltaje o amplificador no inversor, donde la red de retroalimentación determina el factor de calidad y la frecuencia de resonancia del sistema. [58]

la función de transferencia general para un filtro paso bajo de segundo orden se expresa como:

$$H(s) = \frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)} = \frac{K \cdot \omega_0^2}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + \omega_0^2}$$

Donde:

- K : es la ganancia en la banda de paso.
- ω_0 : es la frecuencia angular de corte ($\omega_0 = 2\pi f_c$).
- Q : es el factor de calidad, el cual determina la forma de la respuesta cerca de la frecuencia de corte.

VI-P. Bluetooth Low Energy

Las comunicaciones inalámbricas de corto alcance constituyen un pilar fundamental en el desarrollo de sistemas embebidos orientados al Internet de las Cosas (IoT) y a dispositivos vestibles. Sensores corporales, microcontroladores y dispositivos móviles intercambian información de manera continua para registrar variables fisiológicas, ambientales o de movimiento, sin necesidad de enlaces físicos.

Estas tecnologías priorizan la integración, la portabilidad y la eficiencia energética, dado que suelen operar con recursos limitados y baterías de pequeña capacidad, especialmente en aplicaciones de monitoreo personal y de salud ocupacional.

Entre las tecnologías más empleadas se encuentran Bluetooth Classic, Wi-Fi y Bluetooth Low Energy (BLE), cada una con características claramente diferenciadas. Bluetooth Classic ofrece mayores tasas de transferencia, pero a costa de un consumo energético elevado, lo que lo hace poco adecuado para sensores que transmiten datos de forma periódica. Wi-Fi, por su parte, permite un caudal de datos considerable y baja latencia, aunque requiere una infraestructura de red y presenta un consumo aún mayor, lo que limita su uso en dispositivos portátiles. BLE fue diseñado específicamente para escenarios de transmisión intermitente y bajo consumo, con latencias aceptables y un caudal suficiente para variables fisiológicas como frecuencia cardíaca o HRV, lo que lo posiciona como una alternativa equilibrada para prendas inteligentes y sistemas biomédicos portátiles [58].

En aplicaciones de monitoreo fisiológico continuo, la elección de BLE resulta particularmente justificada. La naturaleza de estas aplicaciones implica la transmisión frecuente de paquetes pequeños de datos, durante periodos prolongados y sin comprometer la autonomía del sistema BLE permite mantener sesiones de comunicación estables con un consumo mínimo, facilitando la integración con dispositivos móviles ampliamente disponibles, como teléfonos inteligentes.

VI-Q. Arquitectura BLE

En Bluetooth Low Energy, el dispositivo central es el nodo que inicia y gestiona la comunicación. Su función principal es escanear el entorno en busca de dispositivos BLE disponibles, seleccionar aquel que cumple con ciertos criterios y establecer la conexión. El central controla el proceso de descubrimiento de servicios, la suscripción a notificaciones y la recepción de datos, actuando como punto de coordinación y procesamiento.

El dispositivo periférico, en cambio, es el que anuncia su presencia mediante paquetes de advertising y ofrece servicios BLE que pueden ser consultados por una central. Generalmente se trata de dispositivos con recursos limitados, como sensores, diseñados para consumir la menor cantidad de energía posible. El periférico define qué información expone, organiza los datos en servicios y características, y envía actualizaciones solo cuando el central lo solicita o cuando se habilitan notificaciones, optimizando así el consumo energético.

VI-R. Capas del protocolo BLE

La arquitectura de Bluetooth Low Energy se organiza en capas bien definidas que permiten una comunicación eficiente y de bajo consumo entre dispositivos.

En la capa física (PHY) se establecen las características básicas de transmisión, como el uso de la banda, los canales de advertising y de datos, y los esquemas de modulación optimizados para reducir consumo energético [59].

Link Layer, responsable de la gestión del enlace, el control de eventos de conexión, la sincronización entre dispositivos, el direccionamiento y los mecanismos de seguridad básicos [59].

Encima se sitúa L2CAP, que actúa como intermediario para la segmentación y reensamblado de paquetes, además de permitir la multiplexación de múltiples protocolos superiores sobre un mismo enlace [59].

Mientras que el ATT (Protocolo de Atributos) define el modelo de atributos mediante el cual los datos se estructuran en valores accesibles y el GATT (Perfil genérico de atributos) organiza dichos atributos en servicios y características, proporcionando una forma estandarizada de exponer información como variables fisiológicas o de postura [59].

Finalmente, GAP (Perfil de Acceso Genérico) cumple un rol clave en el descubrimiento y la conexión, ya que define cómo los dispositivos anuncian su presencia, cómo son identificados, y de qué manera se establecen y gestionan los roles de central y periférico, sentando las bases operativas de toda comunicación BLE [59].

VI-S. Android studio

Android Studio es el entorno de desarrollo integrado (IDE) oficial para la plataforma Android, mantenido por Google y basado en IntelliJ IDEA. Proporciona un conjunto unificado de herramientas para el diseño, implementación, depuración y prueba de aplicaciones móviles, integrando de forma nativa el Android Software Development Kit (SDK), emuladores de dispositivos, analizadores de rendimiento y sistemas de control de versiones [61].

El programa soporta de manera oficial varios lenguajes de código. Asimismo, el IDE promueve el uso de arquitecturas de software desacopladas, lo que resulta especialmente relevante en aplicaciones que gestionan flujos

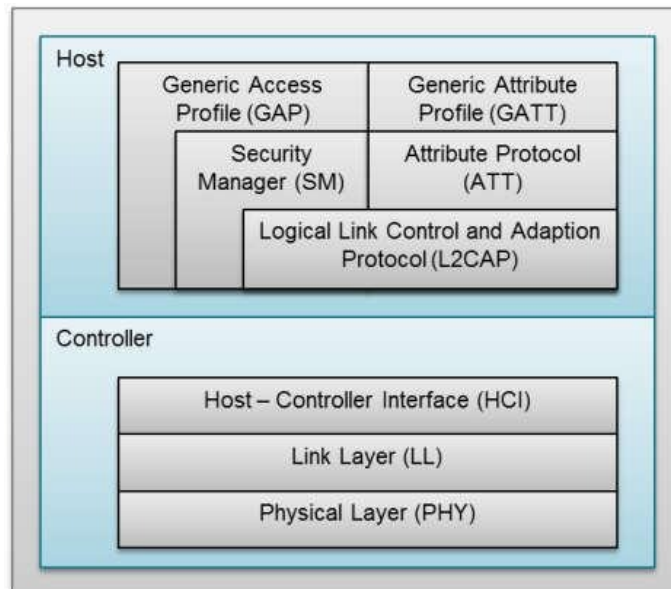


Figura 18: Capas del protocolo BLE [60]

continuos de datos, como ocurre en sistemas de monitoreo fisiológico en tiempo real [61].

VI-T. *Bluetooth Low Energy en Android*

Android incorpora soporte nativo para Bluetooth Low Energy (BLE), Este soporte se materializa a través del paquete `android.bluetooth` y, de forma más específica, mediante las APIs `BluetoothAdapter`, `BluetoothLeScanner`, `BluetoothGatt` y `BluetoothGattCallback`, que estructuran el proceso completo de descubrimiento, conexión e intercambio de datos con dispositivos BLE.

El flujo típico de comunicación BLE en Android comienza con el uso de `BluetoothAdapter` para verificar la disponibilidad del hardware Bluetooth y su estado. Posteriormente, la aplicación actúa como dispositivo central, iniciando un escaneo BLE mediante `BluetoothLeScanner` [62].

Una vez detectado el dispositivo periférico, la conexión se establece a través de `BluetoothGatt`, que representa el canal lógico de comunicación basado en el perfil GATT. A través de este objeto, la aplicación inicia el descubrimiento de servicios y características expuestas por el periférico, permitiendo acceder a datos estructurados [62].

VI-U. *Bluetooth Low Energy en ESP32*

El ESP32 integra de forma nativa conectividad Bluetooth Low Energy, lo que lo convierte en una plataforma ampliamente utilizada en proyectos de prendas inteligentes y salud digital. A nivel de software, el microcontrolador ofrece dos stacks BLE principales: `Bluedroid` y `NimBLE`. `Bluedroid` es el stack clásico incluido originalmente por Espressif, con una implementación robusta y completa [35] [19].

El ESP32 presenta ventajas frente a otros microcontroladores económicos del mercado, ya que combina capacidad de procesamiento suficiente para filtrado y capacidad de análisis básico de señales y conectividad BLE/WIFI integrada, lo que facilita la creación de soluciones escalables y accesibles. Además, su compatibilidad con entornos de desarrollo ampliamente difundidos, como `Arduino IDE` y `ESP IDF`, reduce la complejidad de implementación y favorece la reproducibilidad del diseño.

En cuanto a la transmisión de datos, el modelo BLE del ESP32 se basa en la definición de servicios y características GATT, donde cada característica puede configurarse con propiedades específicas, como lectura, escritura o notificación [35].

VI-V. *BLE aplicado al monitoreo fisiológico y postural*

Bluetooth Low Energy ha sido ampliamente adoptado en sistemas de monitoreo fisiológico portátil debido a su bajo consumo energético, su capacidad para transmitir paquetes de datos pequeños de forma continua y su compatibilidad con dispositivos móviles modernos, lo que facilita la integración de sensores corporales con aplicaciones centrales para visualización y análisis.

El uso de BLE en electrocardiografía portátil ha sido demostrado en múltiples investigaciones. Por ejemplo, se han desarrollado sistemas vestibles que usan BLE para transmitir señales ECG desde módulos inalámbricos hasta dispositivos móviles o estaciones de visualización, permitiendo la observación continua de la actividad eléctrica del corazón sin restringir el movimiento del usuario. En algunos casos, estos sistemas alcanzan niveles de similitud con dispositivos comerciales superiores al 60 % en calidad de señal [63].

Más allá de la fisiología cardíaca, BLE también ha sido aplicado en proyectos orientados al seguimiento del movimiento y la postura corporal con sensores inerciales. Sistemáticas como el uso de acelerómetros de tres ejes para detectar y clasificar posturas del cuerpo humano han demostrado que la información de aceleración puede transmitirse eficazmente mediante BLE a una aplicación cliente [64].

VI-W. *Plataformas Backend-as-a-Service (BaaS) para aplicaciones móviles*

En aplicaciones móviles orientadas a monitoreo fisiológico, la persistencia y disponibilidad de datos dependen de servicios backend capaces de gestionar autenticación, almacenamiento y control de acceso. En este contexto, el modelo *Backend-as-a-Service* (BaaS) se define como un esquema de servicio en la nube que provee funcionalidades de lógica y datos mediante SDKs, externalizando la operación y mantenimiento del backend para acelerar el desarrollo y despliegue de aplicaciones móviles. No obstante, la literatura también enfatiza que este desacoplamiento introduce superficies de ataque específicas (p. ej., solicitudes maliciosas hacia el backend) y exige mecanismos de control, auditoría y recuperación [65].

VI-W1. Firebase: servicios de backend gestionado y su pertinencia para aplicaciones biomédicas móviles: Firebase es una plataforma BaaS utilizada en el desarrollo de aplicaciones móviles y web, comúnmente adoptada cuando se requiere un backend gestionado con integración directa desde el cliente móvil. En términos funcionales, Firebase se articula como un conjunto de servicios que típicamente incluyen autenticación, bases de datos en la nube, y mecanismos de control de acceso, entre otros [66, 67]. Para el tipo de sistema propuesto en esta investigación (adquisición en un prototipo portátil, transmisión a una aplicación móvil y consolidación por sesión), una plataforma BaaS resulta relevante porque permite centralizar registros de sesión y habilitar consultas posteriores (por ejemplo, seguimiento longitudinal), sin implementar un servidor propio desde cero [65].

VI-W2. Cloud Firestore como base de datos orientada a documentos: Cloud Firestore es una base de datos orientada a documentos. A diferencia de un sistema relacional (tablas/filas), Firestore estructura la información en *colecciones* y *documentos*, donde cada documento contiene pares clave-valor, y puede organizarse mediante subcolecciones [68, 69]. Esta forma de modelado favorece escenarios de aplicaciones móviles donde las entidades naturales son registros semiestructurados (p. ej., una sesión de monitoreo con métricas agregadas y metadatos), y donde el acceso se realiza típicamente por identificadores y consultas indexadas [69].

Un aspecto funcional relevante para monitoreo en campo es el soporte de *persistencia offline* en Firestore: el cliente puede mantener en caché datos utilizados activamente y operar con lecturas/escrituras cuando existe

conectividad intermitente, sincronizando posteriormente [70]. En términos metodológicos, esto permite diseñar la captura de sesiones sin depender estrictamente de conexión continua, aunque su uso debe acompañarse de reglas claras de sincronización y manejo de conflictos.

VI-W3. Autenticación y control de acceso: Firebase Authentication proporciona mecanismos de autenticación para aplicaciones móviles (p. ej., correo/contraseña y proveedores federados) mediante SDKs [66, 71]. A nivel de sesiones y autorización, la documentación técnica describe el uso de *tokens* (incluyendo tokens de identidad) para sostener la sesión autenticada y habilitar el acceso a recursos protegidos [72]. En un sistema biomédico móvil, este componente no debe entenderse solo como una comodidad de inicio de sesión, sino como un requisito estructural para implementar trazabilidad de usuarios, segregación de datos y políticas de mínimo privilegio.

VI-W4. Reglas de seguridad y validación en Firestore: Firestore integra un esquema de autorización y validación mediante *Security Rules*, donde se definen condiciones explícitas de lectura/escritura sobre documentos y colecciones [73, 74]. Esto habilita que el control de acceso se exprese en función del modelo de datos (por ejemplo, permitir que un trabajador solo lea sus propias sesiones; permitir que un perfil clínico autorizado lea sesiones de un conjunto de trabajadores bajo consentimiento, etc.). La relevancia de este control se refuerza por el marco general de seguridad móvil: Identifica riesgos frecuentes como autenticación/autorización inseguras, comunicación insegura, controles de privacidad inadecuados y almacenamiento inseguro [75, 76].

Por tanto, la adopción de Firestore debe acompañarse de un diseño explícito de reglas y de pruebas orientadas a verificar que los permisos implementados corresponden a los requisitos funcionales y de privacidad.

VII. MARCO METODOLÓGICO

El presente apartado describe los métodos, técnicas y procedimientos empleados para el diseño, implementación y validación de un sistema portátil orientado al monitoreo de salud ocupacional, compuesto por un prototipo vestible basado en ESP32 y una aplicación móvil Android desarrollada en Kotlin. El sistema adquiere señales fisiológicas y posturales, transmite métricas mediante BLE y consolida los resultados en dos vistas complementarias:

- Un módulo operacional de monitoreo en tiempo real para conexión y verificación de datos.
- Un dashboard orientado a informe de sesión para interpretación y resumen clínico.

En coherencia con el objetivo de optimizar la precisión de las mediciones, la metodología prioriza el registro por sesiones, la normalización y categorización de métricas (LPM y HRV mediante RMSSD) y la validación de consistencia bajo condiciones controladas y de uso cotidiano.

La metodología integra el diseño del prototipo vestible, la comunicación BLE, el procesamiento de métricas fisiológicas, el registro estructurado de sesiones y la validación experimental del sistema completo (hardware y aplicación móvil). El propósito es garantizar fiabilidad, consistencia de transmisión y precisión en las mediciones y en el análisis por sesión, de modo que los resultados reportados en el dashboard sean interpretables y trazables en condiciones controladas y de uso real.

La investigación adopta un enfoque cuantitativo de tipo experimental y aplicado, sustentado en la medición de señales fisiológicas y posturales. Este enfoque estudia información verificable sobre las variables corporales a analizar, facilitando la fiabilidad del prototipo bajo condiciones controladas.

VII-A. Fase de investigación

VII-A1. Análisis del problema y planteamiento de la solución tecnológica: El sistema portátil surge ante la necesidad de desarrollar tecnologías para la monitorización de señales fisiológicas y posturales con el propósito de contribuir a la prevención temprana de patologías musculoesqueléticas y niveles elevados de estrés en entornos laborales. Esta iniciativa nace de los distintos casos de estudio en donde resaltan las consecuencias de posturas prolongadas y factores emocionales en la productividad y bienestar diario de los trabajadores.

Se plantea el diseño de un prototipo funcional integrado en una prenda ergonómica equipada con sensores de variables fisiológicas y posturales. Dicho sistema permitirá registrar parámetros cardiovasculares derivados del ECG y variables posturales torácicas, con la finalidad de aportar información relevante para la evaluación del bienestar físico y la detección temprana de condiciones asociadas a fatiga, estrés ocupacional y riesgo musculoesquelético.

VII-A2. Variables registradas y criterios de análisis por sesión: En esta sección se definen operativamente las variables registradas por el sistema, sus unidades y criterios de análisis por sesión.

La integración de métricas cardiovasculares y posturales proporciona una base objetiva para describir tendencias asociadas a estrés ocupacional y riesgo musculoesquelético. A continuación, se establecen las variables registradas por el sistema y los criterios empleados para su análisis durante la sesión.

- **Frecuencia cardíaca (LPM):** Variable cardiovascular registrada durante la sesión que representa el número de latidos por minuto. Esta métrica se obtiene a partir de la adquisición electrocardiográfica realizada por el prototipo vestible. La aplicación móvil no registra ni almacena la señal ECG cruda, sino únicamente los parámetros derivados transmitidos por BLE. En la figura 19 se presenta el esquema de colocación de los electrodos empleado en el proyecto, correspondiente a un sistema de tres derivaciones.

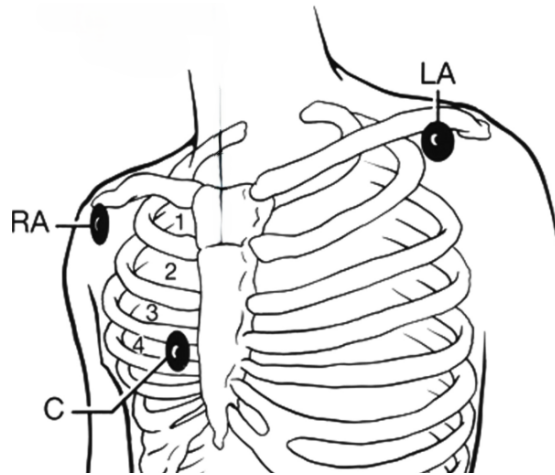


Figura 19: Ubicación de electrodos con 3 derivaciones [77]

- **Variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV) mediante RMSSD (ms):** Métrica registrada en milisegundos que cuantifica la variación latido a latido, calculada a partir de los intervalos RR. Para garantizar consistencia, RMSSD se estandariza a milisegundos cuando se detecten discrepancias de escala. Su interpretación se realiza mediante rangos categóricos (muy bajo, bajo, normal, elevado y muy elevado) que alimentan los hallazgos del informe de sesión.
- **Ángulo torácico (°):** Variable postural continua asociada a la inclinación del torso. Permite cuantificar cambios de postura durante la sesión y sirve como base para la clasificación del estado postural.
- **Estado postural:** Clasificación discreta del comportamiento postural en *correcta*, *advertencia* e *incorrecta*, establecida mediante umbrales definidos en el diseño del sistema en función del ángulo torácico.
- **Tiempo en mala postura y episodios posturales:** Se registra el tiempo acumulado en condición postural no adecuada y el número de episodios durante la sesión. Estas métricas cuantifican la exposición a carga biomecánica sostenida y permiten identificar patrones relevantes para el informe.
- **Calidad de medición:** Indicador que resume la continuidad y disponibilidad de muestras válidas a lo largo de la sesión. Se utiliza para contextualizar el informe y diferenciar resultados confiables de escenarios con pérdidas de señal o interrupciones de conectividad.

VII-B. Fase de diseño e implementación del prototipo vestible

VII-B1. Integración electrónica del dispositivo vestible: El prototipo vestible se implementó en una prenda ergonómica tipo chaleco, con el objetivo de permitir la adquisición continua de variables cardiovasculares y posturales durante actividades laborales, manteniendo comodidad, portabilidad y estabilidad de los sensores. La arquitectura de hardware se diseñó de forma modular, integrando un microcontrolador principal y sensores especializados para cada variable de interés.

- **Microcontrolador (ESP32):** se emplea como unidad central de procesamiento y comunicación. Su función principal es coordinar la lectura de sensores, ejecutar el cálculo de parámetros cardiovasculares y posturales, y transmitir las métricas resultantes hacia la aplicación móvil mediante BLE.

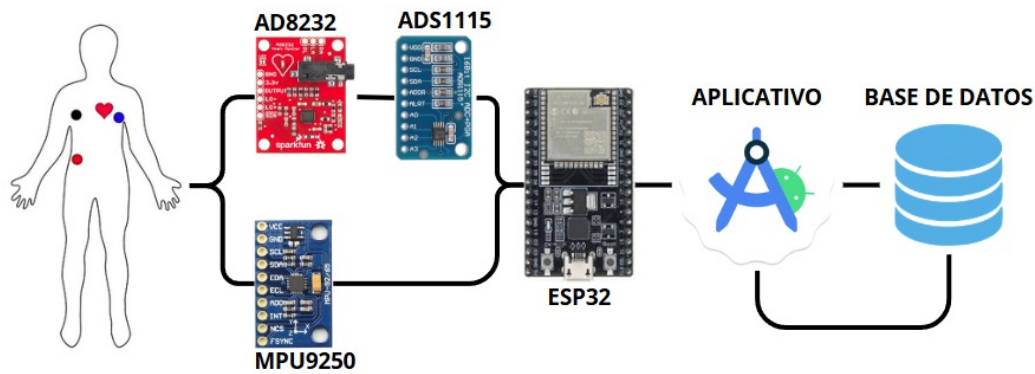


Figura 20: Esquema del sistema de comunicación y señales planteado para el prototipo, Autor propio.

- **Sensor de adquisición cardiovascular (AD8232):** se utiliza como interfaz para la adquisición electrocardiográfica. A partir de esta señal, el ESP32 calcula los parámetros derivados reportados por el sistema, específicamente la **frecuencia cardíaca en LPM** y la **HRV** mediante **RMSSD** en milisegundos. En coherencia con el alcance del proyecto, el dispositivo genera y envía únicamente *métricas derivadas*, no la señal ECG cruda.
- **Convertidor analógico a digital (ADS1115):** La implementación del ADS1115 actúa como un puente de digitalización temprana para proteger la integridad de la señal biopotencial frente al trayecto largo desde el tórax hasta el módulo dorsal.

Al convertir la salida analógica del AD8232 en tramas de datos I2C en el punto de origen, se sustituye un transporte analógico vulnerable al ruido y a la atenuación por una transmisión digital robusta, garantizando que el contorno del ECG no presente distorsiones.

- **Sensor inercial para postura (MPU-9250):** se emplea para estimar el comportamiento postural del usuario. Con base en sus mediciones, el sistema determina el **ángulo torácico** y clasifica el **estado postural** en categorías operativas (correcta, advertencia e incorrecta), además de permitir el cómputo de tiempo acumulado en mala postura y episodios.
- **Capacitores de desacople:** Para asegurar la estabilidad del sistema, se implementó una estrategia de desacoplo de energía utilizando capacitores cerámicos y electrolíticos situados estratégicamente en cada nodo de consumo. Se seleccionaron capacitores de 100nF para los integrados AD8232, ADS1115 y MPU9250 debido a su baja impedancia en altas frecuencias, permitiendo filtrar el ruido de conmutación digital y transitorios rápidos que podrían ensuciar el contorno de la señal biopotencial.

Capacitores adicionales de 1uF y 10uF se añadieron en paralelo en estos módulos para actuar como reservas locales de energía, absorbiendo fluctuaciones de baja frecuencia provenientes de la línea de alimentación principal y garantizando que los picos de consumo de los sensores no generen caídas de voltaje que afecten la precisión de la conversión analógico-digital.

En secciones críticas de referencia y potencia, se emplearon valores de mayor capacidad para funciones de estabilización masiva. Se integró un capacitor de 10uF en la salida del divisor de voltaje para crear una

referencia de 1.65V estable.

Se colocó un capacitor de 100uF entre GND y 3.3V del ESP32 para compensar las altas demandas de corriente durante las ráfagas de transmisión Bluetooth, evitando que el ruido de radiofrecuencia se propague hacia la etapa analógica a través de las pistas de alimentación comunes.

- **Divisor de voltaje a 1.65V:** se implementó un divisor de voltaje de 1.65V cuya función es establecer una referencia de media tensión, la cual es indispensable en nuestro circuito para para el funcionamiento de los filtros activos y el sensor AD8232. Debido a que el sistema se alimenta con una fuente simple de 3.3V y las señales biopotenciales del corazón tienen componentes tanto positivas como negativas, esta referencia permite elevar la señal de ECG al centro del rango dinámico del ADC, evitando que la parte negativa de la onda se pierda o se sature contra el cero lógico.

En esta parte se usaron resistencias de 10Kohms en una configuración estándar, lo cual es un valor equilibrado que ofrece una impedancia de salida lo suficientemente baja para mantener la estabilidad de la referencia frente a variaciones de carga, pero lo suficientemente alta para minimizar el consumo de corriente estática del dispositivo, asegurando así que los filtros posteriores operen sobre un contorno de señal estable y sin desplazamientos de línea base.

- **Filtro pasa altas:** Se implementó un filtro pasa-altas (HPF) de primer orden pasivo, ubicado estratégicamente antes de la digitalización del ADS1115 e inmediatamente después del OUTPUT del AD8232 para eliminar la componente de corriente continua y los ruidos de baja frecuencia.

Este filtro es fundamental para eliminar los potenciales de semicelda generados en la interfaz electrodo-piel y el desplazamiento de la línea base causado por la respiración del usuario.

Se usó una resistencia de 330kOhms junto a un capacitor de poliéster de 1uF, componentes seleccionados para establecer una frecuencia de corte de aproximadamente 0.48Hz, lo cual es cercano a los 0.5Hz de frecuencia de corte definidos, donde la frecuencia de corte para esta configuración se determina mediante la fórmula:

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

Sustituyendo los valores de diseño:

$$f_c = \frac{1}{2\pi \cdot (330 \times 10^3 \Omega) \cdot (1 \times 10^{-6} F)} \approx 0,482 \text{ Hz}$$

- **Filtro pasa bajos:** Se implementó un filtro activo de topología Sallen-Key de segundo orden utilizando el amplificador operacional LM358, con la intención de atenuar el ruido de la red eléctrica de 60Hz.

Se seleccionaron resistencias de $R_1 = R_2 = 39 \text{ k}\Omega$ y capacitores de poliéster de $C_1 = 150 \text{ nF}$ y $C_2 = 68 \text{ nF}$. De manera que se calcula un n factor de calidad (Q) de 0,707, el cual corresponde a un tipo Butterworth.

Todo el circuito está referenciado a 1,65 V, permitiendo que el LM358 procese la señal dentro de un rango dinámico estable para el ADS1115, La frecuencia de corte (f_c) para esta configuración específica se calcula mediante la fórmula:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}}$$

Sustituyendo los valores de diseño:

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{(39,000\Omega)^2 \cdot (150 \times 10^{-9}F) \cdot (68 \times 10^{-9}F)}} \approx 40,4 \text{ Hz}$$

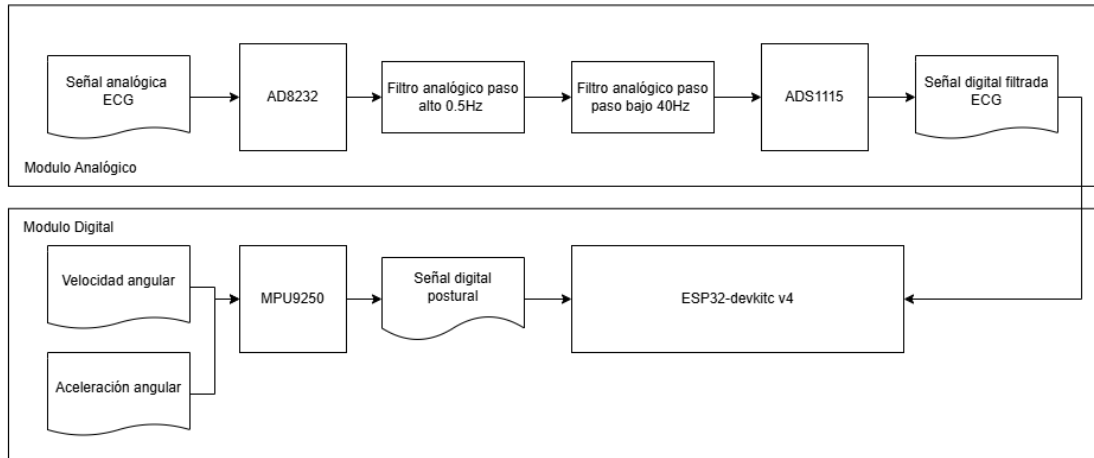


Figura 21: Esquema en bloques de la adquisición y acondicionamiento de las señales ECG y posturales del prototipo vestibular hasta el ESP32, Autor propio.

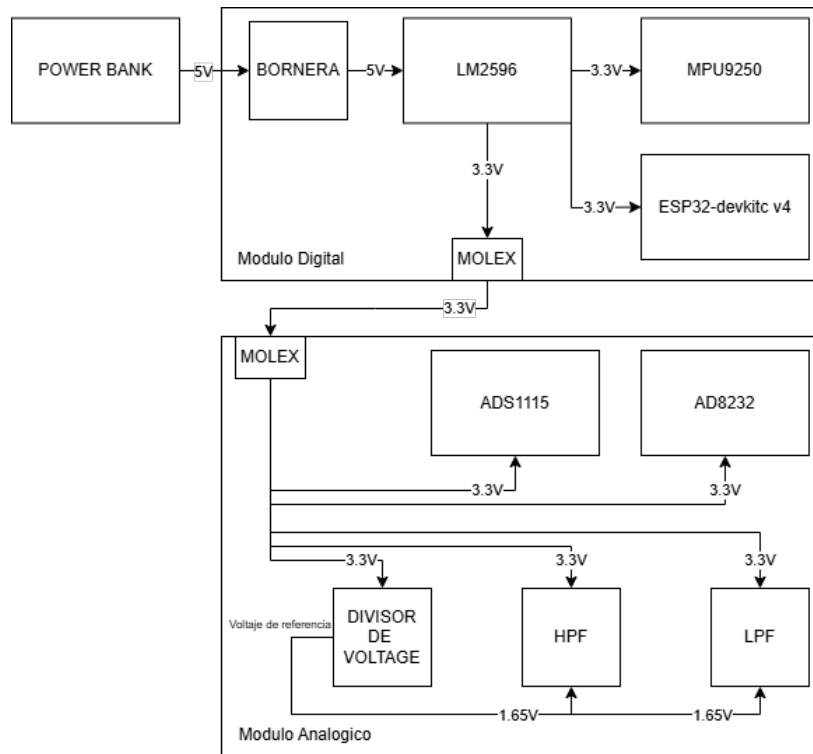


Figura 22: Esquema de alimentación del prototipo vestibular, Autor propio.

- Sistema de alimentación (Power Bank + LM2596):** para asegurar autonomía y estabilidad energética, se considera un *power bank* como fuente principal de energía. El sistema se organiza en dos ramas: (i) una salida dedicada hacia un convertidor **LM2596** para acondicionar el suministro destinado a los módulos y sensores,

y (ii) una salida **USB** destinada a la alimentación directa del **ESP32**. Esta separación permite mantener un suministro estable y adecuado para cada subsistema del prototipo.

VII-B2. Impresión 3D para sujeción de módulos: Con el propósito de proteger la electrónica y facilitar su integración en un sistema vestible, se implementó una etapa de fabricación de **carcasas y tapas** para los módulos del prototipo. La impresión 3D permitió desarrollar piezas con geometría adaptada a la disposición de los componentes, incorporando puntos de fijación y aberturas funcionales para el guiado de cableado, priorizando además la mantenibilidad del sistema.

Las carcasas se fabricaron mediante impresión por filamento utilizando **PLA** como material estructural, seleccionado por su disponibilidad, facilidad de fabricación y estabilidad dimensional en prototipado. Para el diseño se empleó un entorno de modelado paramétrico (p. ej., **OpenSCAD**), el cual resulta adecuado cuando se requieren ajustes dimensionales rápidos y repetibles en geometrías funcionales (cajas, tapas, alojamientos y orejas de anclaje) sin añadir complejidad innecesaria de modelado. El laminado y la preparación para impresión se efectuaron en *Ultimaker Cura*.

En esta fase se fabricaron **múltiples versiones** de las carcasas: dos iteraciones para el módulo frontal (destinado al AD8232) y una versión para el módulo posterior (destinado al alojamiento del ESP32 y la fuente de energía), corrigiendo principalmente la **altura interna de la caja** para asegurar holgura suficiente para el montaje y el paso de cableado. El ensamblaje se efectuó mediante **tornillería M3** (longitudes típicas de 10–12 mm), permitiendo el desmontaje rápido en caso de mantenimiento y la separación de módulos respecto a la prenda.

Desde el punto de vista funcional, el diseño incluyó aberturas específicas para el **guiado de conductores**, destacando un canal inferior para el paso del cable asociado al ECG en el módulo frontal. Asimismo, se incorporaron orejas laterales como puntos de anclaje, pensadas para la fijación mediante correas, preservando accesibilidad a conexiones y la posibilidad de desmontaje sin afectar la integridad del hardware (Fig. ??).



Figura 23: Carcasas impresas en 3D y configuradas como dos módulos (frontal y posterior) para su fijación mediante correas. Autor propio.

VII-B3. Integración en prenda tipo chaleco: ubicación de módulos, fijación y guiado de cableado: La integración del prototipo en una prenda tipo chaleco se planteó con el objetivo de favorecer portabilidad y estabilidad del montaje, priorizando la **facilidad de colocación y retiro** por parte del usuario y el orden del cableado. Para ello, el sistema de sujeción se implementó con dos criterios complementarios: (i) **bandas elásticas en la zona de hombros** para facilitar el ajuste y la remoción rápida de la prenda sin generar tracciones bruscas sobre los módulos; y (ii) una **correa central con velcro** para fijar el conjunto al torso, permitiendo un ajuste gradual y compatible con distintas complejones y texturas de ropa/superficie corporal (sin comprometer comodidad ni estabilidad).

La arquitectura se organizó en dos módulos físicos: un **módulo frontal** y un **módulo posterior**. El módulo frontal, que integra el circuito de adquisición cardiovascular (AD8232), se ubica en el **centro del pecho** para facilitar el guiado del cableado asociado al ECG y reducir tracciones no deseadas. El módulo posterior se ubica en la **espalda, próximo a la región cervical**, integrando el microcontrolador (ESP32) y la fuente de energía (*power bank*). Esta disposición busca mantener una ubicación estable del sistema y, a su vez, posicionar el módulo posterior en una zona sensible a cambios de curvatura del tronco superior, relevante para el registro postural.

Con respecto al cableado entre módulos, los conductores que conectan el módulo frontal y posterior se guiaron a través de las correas superiores y se aseguraron a lo largo de los hombros, con el objetivo de reducir tracción accidental, minimizar desplazamientos y mantener el orden del tendido. Adicionalmente, el diseño permite separar los módulos de la prenda mediante el desacople de correas y la tornillería, lo cual facilita la **mantenibilidad** del sistema y habilita el **lavado de la prenda** sin exponer la electrónica.

La Fig. 24 muestra la integración física del prototipo sobre el torso, evidenciando la ubicación del módulo frontal (pecho) y del módulo posterior (zona dorsal superior).



(a) Vista frontal.



(b) Vista posterior.

Figura 24: Integración del prototipo vestible en prenda tipo chaleco: ubicación del módulo frontal (pecho) y módulo posterior (zona dorsal superior). Autor propio.

VII-C. Desarrollo de software

Para el funcionamiento del sistema, se integraron dos plataformas de desarrollo principales: el IDE de Arduino, utilizado para la codificación de la lógica interna del ESP32, y el entorno Android Studio, destinado a la creación de la aplicación móvil. El software se organizó bajo un enfoque orientado a **sesiones**, donde el prototipo transmite parámetros derivados y la aplicación consolida, visualiza y registra la información por sesión.

VII-C1. Arquitectura de la aplicación móvil y roles de usuario: La aplicación móvil se estructura en dos perfiles funcionales: **paciente** y **médico**. El perfil de paciente habilita el monitoreo operativo en tiempo real y la generación de un informe por sesión, mientras que el perfil de médico permite la **visualización** de sesiones enviadas por pacientes mediante un panel de consulta. Esta separación por roles facilita la trazabilidad y la organización del flujo: adquisición → sesión → informe → visualización.

VII-C2. Interfaz de autenticación y control de acceso (aplicación móvil): La aplicación incorpora un mecanismo de autenticación por correo y contraseña como control de acceso inicial, coherente con el objetivo de asociar los datos a un identificador de usuario y mantener la trazabilidad del registro por sesión.

SALUD OCUPACIONAL UPS

Correo _____

Contraseña _____

INGRESAR

Registrarse

Usa tu correo institucional o personal.



Figura 25: Pantalla de inicio de sesión de la aplicación móvil *Salud Ocupacional UPS*, Autor propio.

En la Figura 25 se presenta la pantalla de inicio de sesión, la cual solicita credenciales (correo y contraseña) y habilita el acceso al sistema. Este control constituye la etapa previa al monitoreo y al almacenamiento estructurado de sesiones, permitiendo asociar los registros adquiridos a un usuario específico. De forma complementaria, la interfaz contempla un flujo de creación de cuenta para el perfil de paciente, orientado a registrar datos básicos del usuario antes del uso operativo del sistema. En términos funcionales, el módulo de autenticación se articula en:

- **Ingreso de credenciales:** captura de correo y contraseña para validar el acceso.
- **Inicio de sesión:** habilitación de la navegación hacia los módulos de monitoreo e informe.
- **Registro de usuario (paciente):** creación de cuenta para asociar el almacenamiento por sesión a un identificador único.

VII-C3. Interfaz del paciente: pantalla principal y estructura de vistas: Una vez autenticado el usuario, la aplicación organiza la interacción del paciente en dos vistas funcionales: (i) un módulo operacional para conexión/verificación y visualización en tiempo real, y (ii) un dashboard orientado a informe por sesión. En la pantalla principal se presenta el resumen de sesión (estado, duración, calidad de medición y número de muestras registradas) junto con secciones de síntesis (hallazgos cardiovasculares, relación HRV–frecuencia cardiaca, informe postural y recomendaciones), además de accesos directos al Monitor BLE y al envío de informe (véase la Fig. 26). Esta separación operacional–analítica se corresponde con la estrategia metodológica de registro por sesiones, consolidación de métricas y generación de resultados interpretables y trazables.

Salud Ocupacional UPS

Informe clínico – Resumen de sesión

Sesión
Estado: –
Duración: –
Calidad de medición: –
Muestras registradas: –

Hallazgos cardiovasculares
–

Relación HRV–Frecuencia cardíaca
–

Informe postural
–

Recomendación
–

ABRIR MONITOR BLE

ENVIAR INFORME A MÉDICO

Figura 26: Pantalla principal (dashboard) con resumen de sesión y accesos a módulos operacionales, Autor propio.

VII-C4. Interfaz del paciente: monitorización BLE y soporte operativo: El módulo operacional permite ejecutar el flujo de enlace BLE (detección, conexión, recepción de métricas y gestión de desconexión/recuperación), habilitando la visualización en tiempo real de la frecuencia cardíaca, la métrica RMSSD y variables posturales durante la sesión (Fig. 27). Adicionalmente, se integra una función de calibración postural (punto 0) para establecer una referencia inicial en la medición del ángulo torácico, contribuyendo a la consistencia del análisis postural.

Monitor BLE

Visualice métricas y reporte en tiempo real.

Estado del sistema
Listo para conectar

Frecuencia Cardíaca (BPM)
--

HRV – RMSSD (ms)
--

Postura – Torácica
--
Ángulo: –
MalPost: –

CALIBRAR (PUNTO 0)

CONECTAR / ESCANEAR

Figura 27: Pantalla *Monitor BLE* para el enlace con el dispositivo vestible y la visualización de métricas en tiempo real (frecuencia cardíaca, HRV y variables posturales), Autor propio.

Como soporte al uso, la aplicación incluye un *Centro de ayuda* con recomendaciones ante fallas de detección o conexión (por ejemplo, verificación de Bluetooth, proximidad y permisos de escaneo), reduciendo eventos de uso incorrecto que podrían afectar la continuidad del registro.

Centro de Ayuda

¿Qué es el monitor BLE?

Es una herramienta que permite detectar y monitorear un dispositivo ESP32 mediante Bluetooth Low Energy.

¿Qué significa ESP32 detectado?

Que la aplicación logró encontrar y reconocer el módulo ESP32 correspondiente al dispositivo monitoreado.

¿Por qué no se detecta el ESP32?

- El Bluetooth del teléfono podría estar apagado.
- El ESP32 podría no estar encendido o anunciándose.
- Estás muy lejos: intenta acercarte al dispositivo.
- Algunos permisos podrían no estar concedidos.

¿Qué permisos necesita la app?

Bluetooth, ubicación y permisos de escaneo BLE son necesarios para detectar el dispositivo ESP32.

Figura 28: Pantalla *Centro de ayuda* con recomendaciones operativas para diagnóstico de fallas de detección/conexión BLE, Autor propio.

VII-C5. Envío de informe y variables contextuales: Como parte del flujo de reporte, la aplicación incorpora una opción para el envío del informe al médico, complementada con el registro de variables contextuales autorreportadas por el usuario (actividad realizada, síntomas, nivel de estrés/esfuerzo y notas libres). Este formulario permite contextualizar la interpretación del reporte sin modificar el alcance del procesamiento, centrado en parámetros derivados y resúmenes por sesión.

Enviar informe a médico

Estado: verificando sesión...

Actividad que realizaba (ej: oficina, caminata)

Síntomas (opcional: mareo, dolor, fatiga, etc.)

Estrés/Esfuerzo (0-10): 0



Notas libres (opcional)

ENVIAR INFORME

Figura 29: Formulario de envío de informe a médico con variables contextuales reportadas asociadas a la sesión registrada, Autor propio.

VII-C6. Interfaz del médico: panel de sesiones pendientes y detalle de sesión: Se implementó un módulo destinado al perfil de médico orientado a la **visualización** de sesiones enviadas por pacientes. El *Panel Médico*

presenta un listado de **sesiones pendientes**, identificadas por paciente, fecha/hora y etiqueta de calidad de medición, permitiendo seleccionar una sesión para consultar su detalle (Fig. 30).

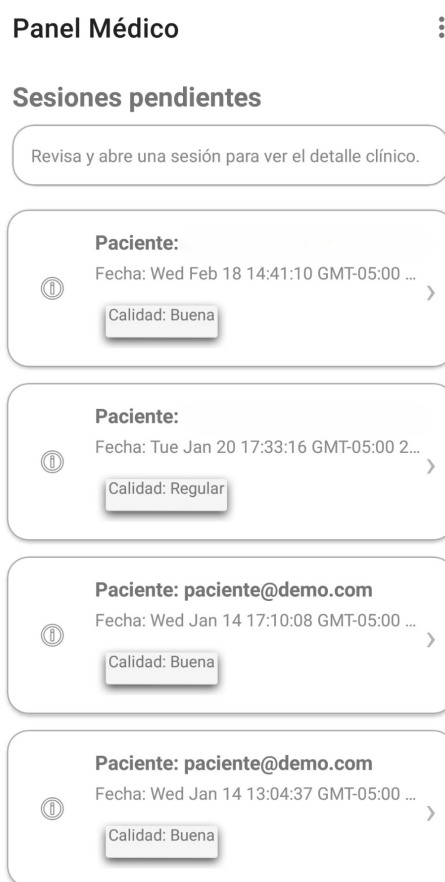


Figura 30: Panel médico: listado de sesiones pendientes con identificación de paciente, fecha/hora y etiqueta de calidad de medición, Autor propio.

Al abrir una sesión, la aplicación despliega el **detalle de sesión** estructurado en secciones. En **información general** se presenta el paciente, la fecha/hora del registro y la calidad de medición. El bloque **cardiovascular** muestra **hallazgos resumidos** en formato textual (p. ej., predominancia de frecuencia cardíaca y variabilidad cardíaca), junto con la calidad del registro. En el bloque **postura/ergonomía** se reportan métricas agregadas de exposición postural, incluyendo tiempo acumulado en mala postura, número de episodios y el peor episodio registrado (Fig. 31).

Detalle de sesión

Información general

Paciente: paciente@demo.com
Fecha: 22 feb. 2026 • 19:12
Calidad: Buena

Cardiovascular

Hallazgos:
• FC predominante: Normal.
• HRV predominante: Normal.
• Calidad de medición: Buena.

Postura / Ergonomía

Detalle:
Tiempo en mala postura: 1m 35s (20% del tiempo).
Episodios de mala postura: 3.
Peor episodio: 0m 50s.

Resumen / Observaciones

Estado: SUBMITTED

Relación HRV-FC:
Relación inversa moderada entre HRV y FC.
Patrón compatible con mayor activación (FC↑)

Figura 31: Panel médico: detalle de sesión con información general, hallazgos cardiovasculares resumidos y métricas agregadas de postura/ergonomía, Autor propio.

Finalmente, la sección **resumen/observaciones** integra el estado del reporte (p. ej., *SUBMITTED*), una interpretación textual de la relación HRV-FC, y las **notas autorreportadas por el paciente** (actividad, síntomas, nivel de estrés/esfuerzo y notas libres), aportando contexto para la interpretación del informe en el entorno de seguimiento (Fig. 32).

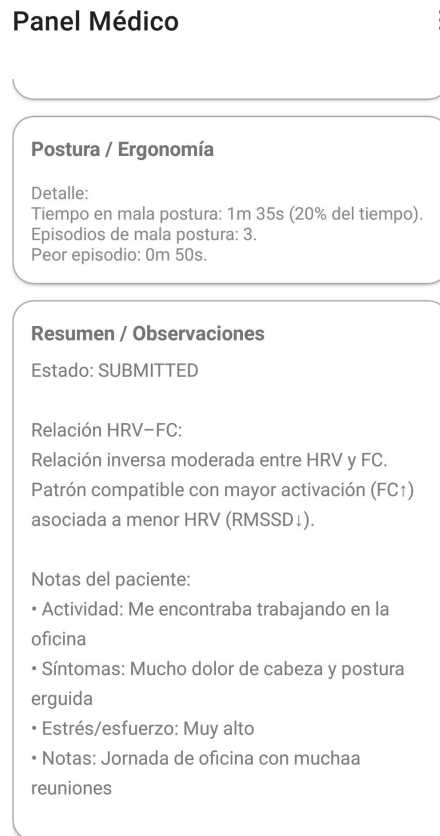


Figura 32: Panel médico: sección de resumen/observaciones con relación HRV-FC y notas autorreportadas por el paciente (actividad, síntomas, estrés/esfuerzo y notas), Autor propio.

En el alcance actual del proyecto, el perfil de médico se limita a la **consulta visual** del contenido por sesión, sin modificar el estado del registro ni editar los datos almacenados.

VII-D. Estructura del código para el uso en ESP32

El firmware desarrollado para el microcontrolador ESP32 fue estructurado de forma modular, permitiendo la adquisición, el procesamiento y la transmisión de señales fisiológicas y posturales en tiempo real.

VII-D1. Inicialización de periféricos y comunicación: En la fase de configuración se inicializan los periféricos principales del sistema, incluyendo el bus I²C, el convertidor analógico-digital ADS1115, el sensor inercial MPU9250 y el módulo de comunicación Bluetooth Low Energy (BLE). La comunicación BLE se configura mediante un servicio personalizado y una característica con capacidad de lectura y notificación, permitiendo el envío periódico de las variables calculadas hacia un dispositivo externo.

VII-D2. Adquisición de la señal cardíaca: La señal cardíaca se adquiere a través del ADS1115 en modo diferencial, con una frecuencia de muestreo de 200 Hz. Esta tasa de muestreo es suficiente para capturar la morfología relevante de la señal tipo ECG y permitir la detección de los picos R. Los valores digitalizados son escalados y acondicionados para su posterior procesamiento digital.

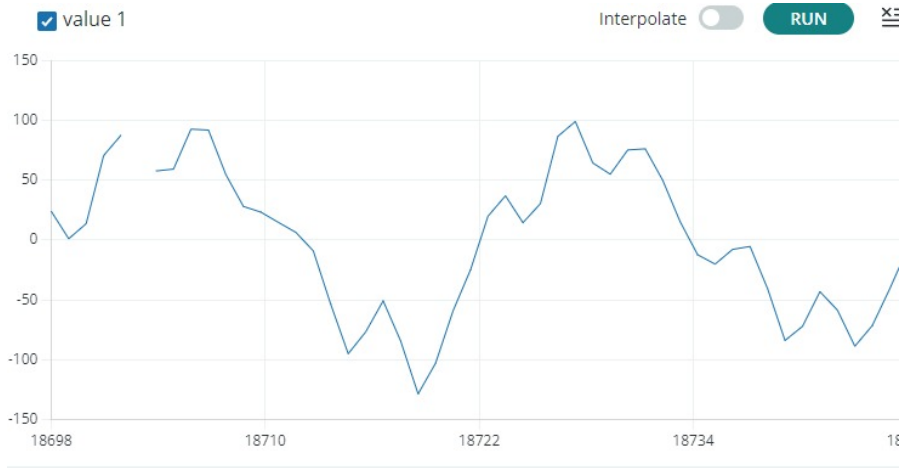


Figura 33: Primera medición de la señal cruda del ECG usando el ESP32 conectado a un computador de mesa, Autor propio.

VII-D3. Filtrado digital de la señal ECG: La señal adquirida es sometida a un proceso de filtrado digital en tiempo real, compuesto por un filtro IIR tipo Notch diseñado para resaltar el complejo QRS y un filtro recursivo pasa-altas para la eliminación de la deriva de línea base. Este preprocesamiento mejora la relación señal/ruido y reduce la influencia de interferencias y artefactos de baja frecuencia.



Figura 34: Onda del ECG capturada solo con filtrado digital, Autor propio.

VII-D4. Detección de latidos y cálculo de frecuencia cardíaca: La detección de latidos se realiza mediante un umbral dinámico adaptativo, el cual se ajusta en función de la amplitud reciente de la señal filtrada. Se incorpora un período refractario que evita detecciones múltiples de un mismo latido. A partir del tiempo transcurrido entre picos R consecutivos se calcula el intervalo R-R y la frecuencia cardíaca instantánea expresada en latidos por minuto (LPM).



Figura 35: Onda del ECG con Threshold adaptativo aplicado, Autor propio.

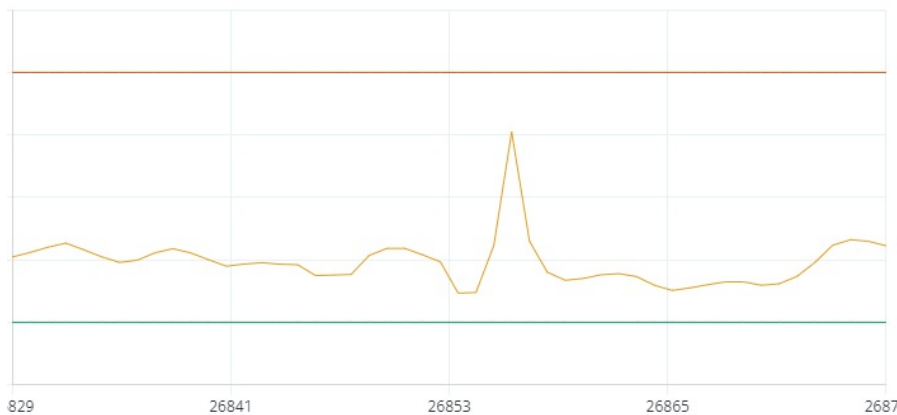


Figura 36: Señal con filtros activos, pasivos y filtrado digital, Autor propio.

VII-D5. Cálculo de métricas de variabilidad cardíaca: Con base en los intervalos R–R válidos detectados, se calcula la métrica de variabilidad de la frecuencia cardíaca RMSSD. El cálculo se realiza a partir de las diferencias sucesivas entre intervalos R–R consecutivos, acumulando dichas diferencias sobre una ventana temporal. Para mejorar la estabilidad de la estimación, el valor obtenido es suavizado mediante un filtro exponencial de media móvil.

VII-D6. Adquisición y análisis postural: La información postural se obtiene a partir del acelerómetro del sensor MPU9250. A partir de las componentes de aceleración en los ejes principales se calculan los ángulos de inclinación frontal y lateral del torso.

Estos ángulos son comparados con umbrales predefinidos para identificar estados de postura correcta, postura incorrecta sostenida y posición acostada, además de cuantificar el tiempo acumulado en mala postura.

VII-D7. Gestión temporal de tareas: El código implementa una gestión no bloqueante basada en temporizadores, permitiendo la ejecución concurrente de las tareas de adquisición de ECG, análisis postural y transmisión de datos. Cada proceso opera con su propio período de actualización, garantizando un comportamiento estable del sistema en tiempo real.

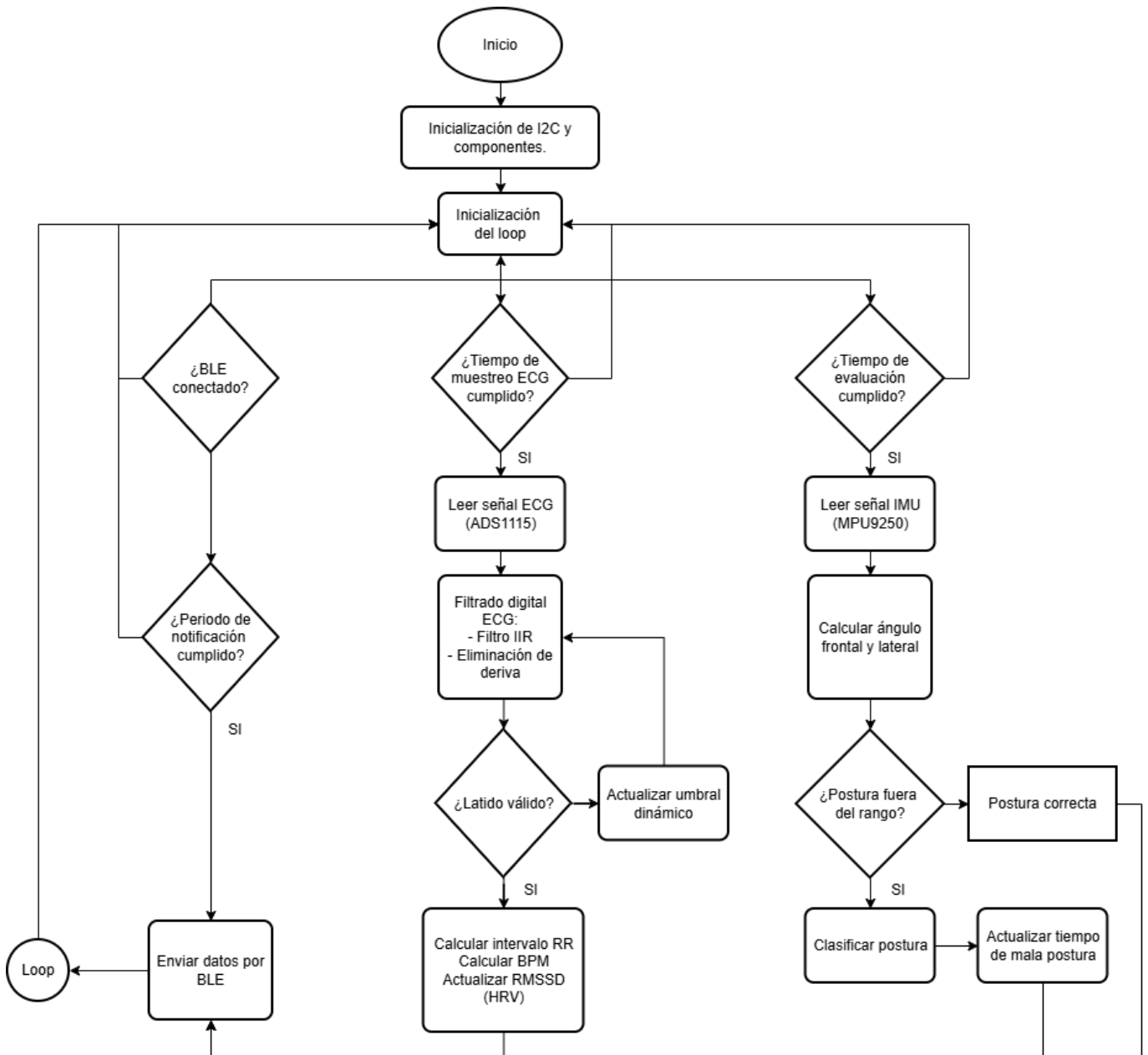


Figura 37: Diagrama de flujo del firmware del ESP32 para la adquisición, procesamiento y transmisión de señales fisiológicas, Autor propio.

VII-D8. Transmisión de datos mediante BLE: Las variables procesadas, incluyendo la frecuencia cardíaca, la métrica RMSSD y los parámetros posturales, son empaquetadas en una cadena de datos y transmitidas periódicamente a través de BLE mediante notificaciones. Este mecanismo permite la visualización y el registro remoto de los datos sin afectar el desempeño del sistema embebido.

VII-E. Fase de comunicación y transmisión de datos

VII-E1. Enlace BLE y flujo general de transmisión: La comunicación entre el prototipo vestible y la aplicación móvil se realiza mediante **BLE**, debido a su bajo consumo energético y su adecuación para dispositivos portátiles orientados a monitoreo. En esta arquitectura, el prototipo basado en **ESP32** actúa como emisor de información,

mientras que la aplicación Android funciona como receptor para visualizar y registrar los datos.

El flujo general de comunicación se organiza en cuatro etapas:

- Detección del dispositivo vestible.
- Establecimiento de conexión.
- Recepción de métricas transmitidas.
- Manejo de desconexión y recuperación del enlace.

Una vez establecida la conexión, el prototipo envía de manera periódica un conjunto de métricas derivadas, entre las cuales se incluyen la **frecuencia cardíaca (LPM)**, la **HRV mediante RMSSD (ms)** y las variables posturales (**ángulo, estado postural y tiempo en mala postura**). En coherencia con el alcance del proyecto, el sistema transmite **parámetros calculados** y no la señal ECG cruda.

Para garantizar consistencia en la sesión, la aplicación móvil mantiene un control del estado de conexión (conectado/desconectado) y registra la disponibilidad de métricas durante el monitoreo. En caso de interrupciones de enlace, el sistema contempla la posibilidad de reintentar la conexión y continuar la sesión, evitando que pérdidas temporales afecten la trazabilidad del informe.

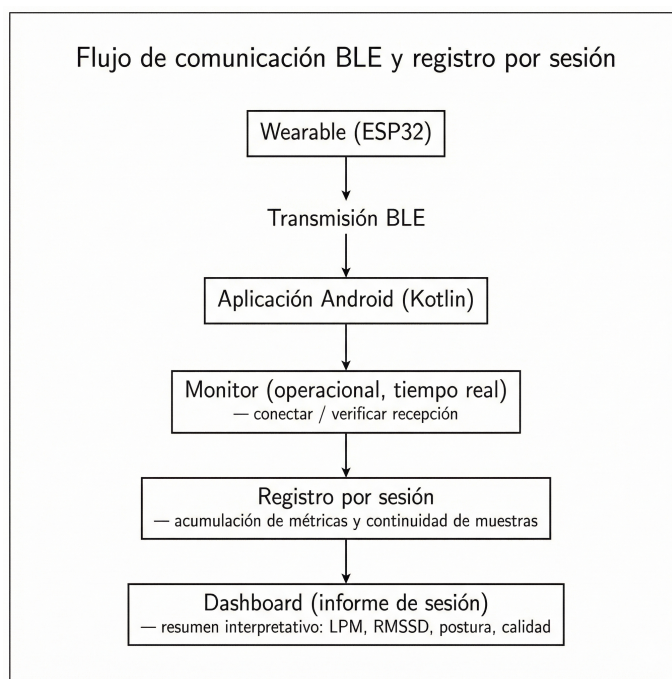


Figura 38: Flujo general de comunicación BLE y generación del informe por sesión en la aplicación móvil, Autor propio.

VII-E2. Estructura del mensaje y recepción de métricas: Las métricas transmitidas se envían en un formato estructurado que permite su interpretación en la aplicación móvil. Cada mensaje incluye los valores necesarios para actualizar el estado cardiovascular y postural del usuario durante la sesión, así como la información requerida para la consolidación del informe. La aplicación recibe los datos, los asocia a la sesión en curso y actualiza los acumuladores de análisis (por ejemplo, continuidad de muestras, tiempo en mala postura y consistencia de RMSSD en milisegundos), lo que posteriormente permite generar un informe de sesión comprensible y trazable.

VII-F. Fase de almacenamiento y gestión de datos en la nube

Una vez recibidas las métricas transmitidas por BLE, la aplicación móvil consolida la información por sesión y la persiste en la nube con el fin de habilitar trazabilidad, consulta histórica y visualización clínica. En coherencia con el alcance del proyecto, la aplicación no registra, visualiza ni almacena la señal ECG cruda; en su lugar, almacena parámetros derivados y métricas agregadas por sesión. Esta decisión reduce el volumen de datos, simplifica la gestión del almacenamiento y limita la exposición de información sensible al evitar almacenar formas de onda completas.

VII-F1. Servicios empleados: autenticación y base de datos: El sistema utiliza una arquitectura Backend-as-a-Service basada en Firebase, empleando los siguientes servicios:

- **Firebase Authentication:** autenticación por correo y contraseña, utilizada para identificar usuarios y asociar un identificador único (*UID*) a cada perfil.
- **Cloud Firestore:** base de datos orientada a documentos para el almacenamiento estructurado de usuarios y sesiones, permitiendo consultas por campos, filtrado y ordenamiento por fecha de creación.

VII-F2. Modelo de datos implementado (colecciones usuarios y sesiones): El almacenamiento se organiza en dos colecciones principales: *usuarios* y *sesiones*. La colección *usuarios* gestiona perfiles de usuario con un campo de rol para distinguir entre *paciente* y *médico*; la colección *sesiones* consolida la información por sesión e integra metadatos, notas autorreportadas y el reporte final.

Nota: Los identificadores, correos y datos mostrados en las capturas corresponden a información ficticia generada exclusivamente para pruebas del sistema; no se emplearon datos reales de personas ni información sensible.

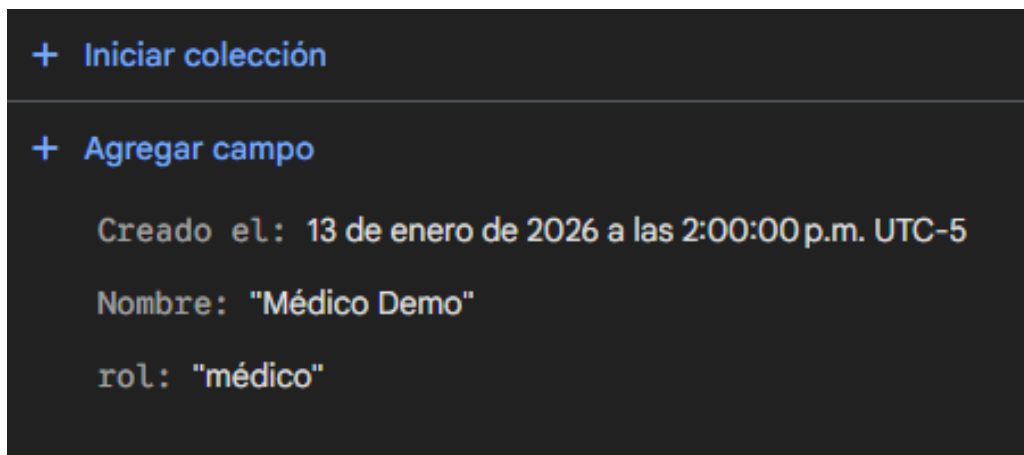


Figura 39: Documento de la colección *usuarios* con atributos de perfil y rol *médico*, Autor propio.

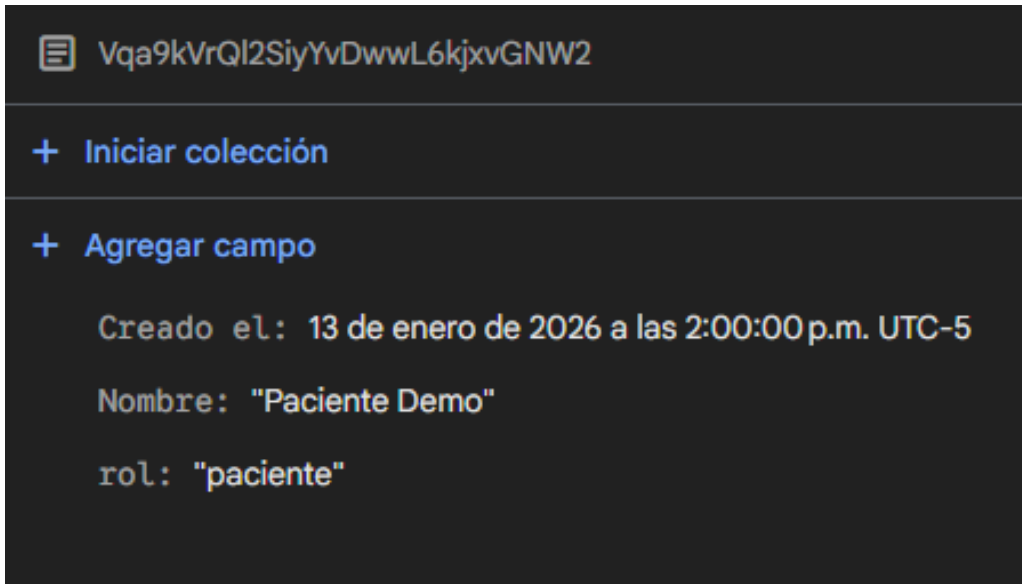


Figura 40: Documento de la colección *usuarios* con atributos de perfil y rol *paciente*, Autor propio.

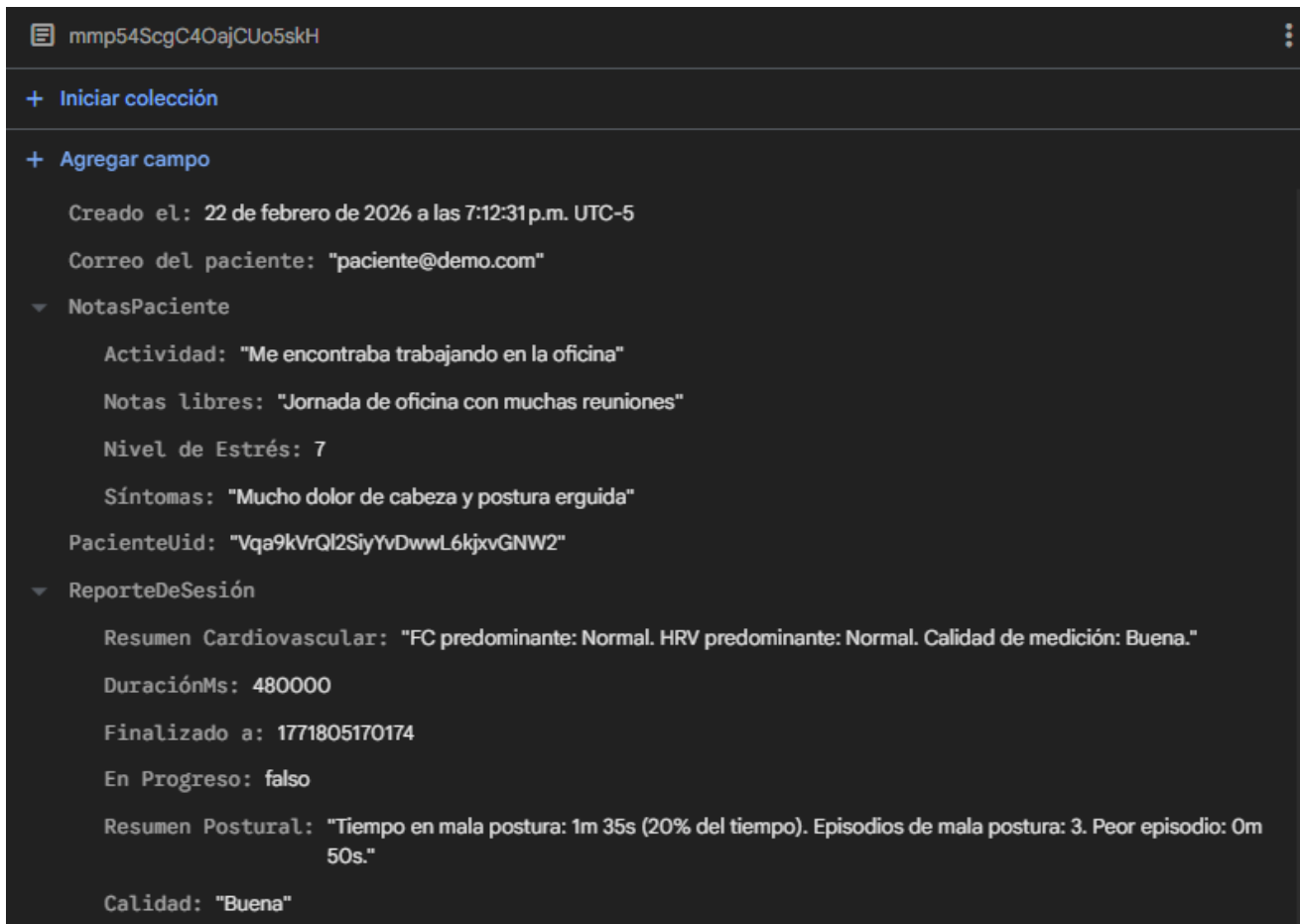


Figura 41: Documento de la colección *sesiones* en Cloud Firestore, mostrando metadatos de trazabilidad, *NotasPaciente* y *ReporteDeSesión* para el informe consolidado por sesión, Autor propio.

Colección usuarios: La colección *usuarios* almacena documentos indexados por el identificador único de cada usuario (UID). Cada documento contiene únicamente atributos estrictamente necesarios para la operación del sistema, tales como:

- **Nombre:** nombre de visualización del usuario.
- **Creado el:** marca temporal de creación del perfil.
- **rol:** rol funcional del usuario, utilizado para distinguir perfiles (*paciente y médico*).

La inclusión del campo *rol* permite habilitar interfaces específicas por perfil (*paciente y médico*) y soportar un esquema de acceso diferenciado, manteniendo coherencia con el flujo funcional descrito en el desarrollo de software.

Colección sesiones: La colección *sesiones* agrupa documentos por sesión y constituye la unidad principal de trazabilidad. Cada documento integra metadatos temporales, referencia al paciente y resultados agregados. En la implementación actual (Fig. 41) se observan campos como:

- **Creado el, Finalizado a y DuraciónMs:** marcas temporales y duración de la sesión.
- **Correo del paciente y PacienteUid:** asociación de la sesión a un usuario.
- **NotasPaciente:** subestructura con variables contextuales autorreportadas (*Actividad, Síntomas, Nivel de Estrés, Notas libres*).
- **ReporteDeSesión:** subestructura con elementos del informe por sesión (p. ej., *Resumen Cardiovascular, Resumen Postural*, indicador de *Calidad*).

VII-F3. Ciclo de vida de la sesión y consistencia del registro: El almacenamiento en nube se vincula a un ciclo de vida de sesión que inicia con la adquisición de métricas y finaliza con la consolidación del informe. A nivel de datos, la sesión se maneja en tres etapas:

- **(1) Inicio de sesión:** creación del documento *sesiones* con *Creado el, PacienteUid* y una marca de progreso (*En Progreso*).
- **(2) Monitoreo:** actualización de acumuladores (p. ej., tiempo en mala postura, conteo de episodios, calidad) sin persistir señal cruda.
- **(3) Cierre y consolidación:** persistencia de resultados agregados por sesión, anexando *NotasPaciente* y generando *ReporteDeSesión*.

Este enfoque garantiza que la sesión consultada por el panel médico corresponda a un registro consolidado y no dependa de valores instantáneos propios del monitoreo en tiempo real.

VII-F4. Generación del informe por sesión y campos agregados recomendados: A partir de los datos acumulados durante la sesión, la aplicación genera un informe orientado a salud ocupacional. En la estructura actual se evidencia un reporte consolidado (*ReporteDeSesión*) con resúmenes textuales (p. ej., *Resumen Cardiovascular* y *Resumen Postural*) e indicador de calidad.

VII-F5. Captura de variables contextuales autorreportadas (NotasPaciente): Las notas del paciente se almacenan como una subestructura *NotasPaciente*, permitiendo documentar el contexto de la sesión. Los campos observados (Fig. 41) se corresponden con el formulario de la aplicación e incluyen:

- **Actividad:** actividad realizada.
- **Síntomas:** síntomas reportados.
- **Nivel de Estrés:** nivel de estrés/esfuerzo (escala numérica).
- **Notas Libres:** observaciones adicionales de texto libre.

Este componente agrega metadatos cualitativos que facilitan la interpretación del informe sin introducir señal cruda y manteniendo el enfoque de resumen por sesión.

VII-F6. Control de acceso por roles y principio de mínimo privilegio: El control de acceso en Firestore se estructura en función del rol del usuario (*rol*) y del principio de mínimo privilegio. En términos funcionales:

- **Paciente:** registra sus sesiones y consulta únicamente documentos asociados a su UID.
- **Médico:** accede a la visualización de sesiones remitidas (pendientes) y consulta el detalle clínico, sin modificar el estado ni editar el contenido del registro.

Implementación del control de acceso: A nivel de implementación, estas restricciones se aplican mediante reglas de seguridad de Cloud Firestore y/o lógica de consulta basada en identificadores. Dado el alcance actual, la interacción del médico se restringe a lectura de documentos de sesión y consulta de campos consolidados.

VII-F7. Privacidad, minimización de datos e integridad del informe: El sistema adopta un enfoque de minimización de datos: evita el almacenamiento de ECG crudo y se limita a métricas agregadas y contexto autorreportado estrictamente necesario. Para preservar la integridad del informe, se recomienda:

- Consolidar y persistir métricas agregadas únicamente al cierre de sesión.
- Asociar cada sesión a un identificador inequívoco del paciente (UID).
- Registrar marcas temporales (*Creado el, Terminado a*) y duración para trazabilidad.
- Mantener indicadores de calidad/suficiencia que expliquen ausencia de valores numéricos cuando aplique.

VII-G. Protocolo experimental y criterios de validación

Esta sección describe el protocolo aplicado para la validación técnica del prototipo, incluyendo condiciones de medición, instrumento de referencia y criterios de calidad utilizados para asegurar consistencia del análisis por sesión. El objetivo es cuantificar el error entre el sistema propuesto y un referente externo bajo condiciones controladas, considerando que el proyecto corresponde a una validación funcional de un prototipo.

VII-G1. Diseño del estudio y participantes: La validación se desarrolló como una **prueba piloto no clínica**, orientada a verificar el funcionamiento del sistema y estimar el error de medición en escenarios controlados. En consecuencia, los resultados se interpretan como evidencia de desempeño técnico del prototipo bajo condiciones específicas de prueba.

VII-G2. Instrumento de referencia: Para la validación cardiovascular se utilizó como referencia un **monitor multiparámetros**, tomando como variable comparativa la **frecuencia cardiaca (LPM)**. Para la validación postural se utilizó como referencia un **graduador**, con el fin de establecer posiciones angulares controladas y contrastar la lectura del ángulo estimado por el sistema.

VII-G3. Protocolo de adquisición: validación cardiovascular (LPM): Se registraron **7 muestras** comparativas en condición de **reposo sentado**. La unidad de comparación se definió como una **ventana temporal de 15 s**, dado que este período corresponde al intervalo de actualización/estabilización de los valores presentados en la aplicación. Para cada muestra, el valor del sistema propuesto se obtuvo como el **promedio representativo en la ventana de 15 s**, y se comparó con la lectura del monitor multiparámetros tomada en el mismo intervalo temporal. La lectura de referencia se tomó al final del intervalo de 15 s.

VII-G4. Protocolo de adquisición: validación postural (ángulo): La validación postural se realizó mediante posiciones discretas controladas con graduador en **0°, 45°, 60° y 90°**, con **dos repeticiones por ángulo** (8 observaciones en total). El procedimiento consistió en establecer la referencia inicial mediante calibración (punto 0) y mantener cada posición el tiempo suficiente para registrar una lectura estable del ángulo. Dado el alcance del proyecto, esta prueba corresponde a una verificación técnica del módulo postural, realizada con el módulo de

medición de manera independiente al resto del sistema vestibles.

VII-G5. Criterios de calidad de medición: Con el fin de asegurar consistencia en el análisis por sesión, se aplicaron criterios técnicos de calidad basados en tres componentes: continuidad de enlace BLE, suficiencia de datos cardiovasculares y estabilidad del registro postural. La calidad se evaluó de manera operativa a partir de la coherencia de los datos recibidos en la ventana analizada.

(1) *Continuidad de enlace BLE:* Se consideró la continuidad del enlace BLE como condición necesaria para que los datos transmitidos lleguen de forma estable durante la ventana de análisis. Una sesión se clasifica como de mejor calidad cuando no se observan pérdidas prolongadas de transmisión o interrupciones que impidan consolidar un conjunto representativo de valores en los 15 s.

(2) *Suficiencia de datos cardiovasculares:* Para la frecuencia cardiaca, se consideró suficiente una sesión cuando los datos recibidos permiten estimar LPM de forma estable en la ventana analizada. En caso de valores inconsistentes o ausencia de datos suficientes para consolidación, la sesión se considera de menor calidad para análisis cardiovascular. Este criterio busca evitar inferencias numéricas basadas en información incompleta o artefactada.

(3) *Estabilidad y calibración del registro postural:* Para postura, la calidad se determinó por (i) la calibración de referencia inicial (punto 0) y (ii) la estabilidad del ángulo estimado bajo una posición mantenida. Se considera de mejor calidad cuando la lectura presenta variaciones pequeñas alrededor del valor esperado y permite identificar estados de postura correcta/incorrecta de acuerdo con los umbrales definidos en el firmware.

Clasificación operativa de calidad: Con base en los criterios anteriores, la calidad de una sesión se clasificó de manera reproducible como:

- **Buena:** continuidad BLE sin interrupciones prolongadas, LPM estable en la ventana de análisis y registro postural estable/calibrado.
- **Regular:** se observan intermitencias o inestabilidad parcial en alguno de los tres componentes, sin invalidar el cálculo ni impedir la consolidación del registro en la ventana.
- **No evaluable:** interrupciones o insuficiencia de datos que impiden consolidar valores representativos dentro de la ventana de análisis para la métrica correspondiente.

VIII. RESULTADOS

En esta sección se presentan los resultados obtenidos a partir de la comparación entre las mediciones de los parámetros cardíacos mediante un monitor multiparamétrico y los medidos por nuestro dispositivo con tomas en un sujeto.

Latidos por minuto: El análisis presente se realizó utilizando datos experimentales recolectados durante siete pruebas, con el objetivo de evaluar el grado de concordancia entre ambos métodos de medición. Los valores se expresan en latidos por minuto (LPM) y se muestran de forma comparativa para facilitar su análisis.

Tabla I: Comparación de la frecuencia cardíaca medida con un monitor multiparamétrico y un teléfono móvil

Prueba	Monitor multiparamétrico (LPM)	Teléfono móvil (LPM)
1	80	81
2	77	77
3	82	82
4	85	88
5	84	86
6	77	76
7	85	85

En la Tabla I se presentan los resultados de la comparación entre la frecuencia cardíaca medida con un monitor multiparamétrico y los resultados de la medición de nuestro proyecto representada por medio de la aplicación en un teléfono celular. Las mediciones corresponden a siete pruebas experimentales y se expresan en latidos por minuto (LPM), permitiendo observar las diferencias registradas entre ambos métodos de medición.

VIII-A. Error entre dispositivos

Para evaluar la diferencia entre las mediciones de frecuencia cardíaca obtenidas mediante nuestro proyecto y el monitor multiparamétrico, se definió el error de medición considerando al monitor como el sistema de referencia. El error para cada prueba se calculó como la diferencia entre ambos valores, expresados en latidos por minuto (LPM).

$$E_i = FC_{AD8232,i} - FC_{ref,i} \quad (2)$$

Donde:

$FC_{AD8232,i}$ corresponde a la frecuencia cardíaca medida con el teléfono móvil.

$FC_{ref,i}$ corresponde a la frecuencia cardíaca medida con el monitor multiparamétrico.

i representa el número de la prueba realizada.

$$E_1 = 81 - 80 = 1 \text{ LPM} \quad (3)$$

$$E_2 = 77 - 77 = 0 \text{ LPM} \quad (4)$$

$$E_3 = 82 - 82 = 0 \text{ LPM} \quad (5)$$

$$E_4 = 88 - 85 = 3 \text{ LPM} \quad (6)$$

$$E_5 = 86 - 84 = 2 \text{ LPM} \quad (7)$$

$$E_6 = 76 - 77 = -1 \text{ LPM} \quad (8)$$

$$E_7 = 85 - 85 = 0 \text{ LPM} \quad (9)$$

VIII-B. Error absoluto medio

El error absoluto medio es una medida estadística que permite cuantificar la magnitud promedio del error entre un conjunto de valores medidos y sus valores de referencia, sin considerar el signo del error, y su fórmula es representada de la manera:

$$\text{MAE} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |E_i| \quad (10)$$

Donde:

MAE corresponde al error absoluto medio obtenido a partir del conjunto de mediciones.

E_i representa el error de la i -ésima prueba.

N representa el número total de pruebas realizadas.

El error absoluto medio se utiliza en esta sección para resumir la magnitud promedio de las diferencias observadas entre las mediciones de frecuencia cardíaca obtenidas con el teléfono móvil y el monitor multiparamétrico. Al considerar el valor absoluto del error en cada prueba, esta métrica permite expresar de forma numérica el comportamiento global del error registrado durante las mediciones, sin introducir interpretaciones adicionales.

El cálculo del resultado del MAE con nuestros valores obtenidos queda de forma:

$$\text{MAE} = \frac{1}{7} (|1| + |0| + |0| + |3| + |2| + |-1| + |0|) \quad (11)$$

$$\text{MAE} = \frac{7}{7} = 1,0 \text{ LPM} \quad (12)$$

VIII-C. Error máximo y error mínimo

Para este análisis se definen el error máximo y el error mínimo a partir del conjunto de errores obtenidos en las pruebas experimentales.

El error máximo se define como el mayor valor absoluto del error registrado entre todas las pruebas realizadas, y se expresa como:

$$E_{\max} = \text{máx} (|E_i|) \quad (13)$$

El error mínimo corresponde al menor valor del error considerando su signo, y se define como:

$$E_{\min} = \text{mín} (E_i) \quad (14)$$

Donde:

- E_i representa el error de la i -ésima prueba, expresado en latidos por minuto (LPM).
- i corresponde al número de la prueba realizada.

A partir de los errores calculados previamente, dados por:

$$E = \{1, 0, 0, 3, 2, -1, 0\} \text{ LPM} \quad (15)$$

se obtiene que el error máximo registrado es:

$$E_{\max} = 3 \text{ LPM} \quad (16)$$

y el error mínimo es:

$$E_{\min} = -1 \text{ LPM} \quad (17)$$

VIII-D. Error medio

El error medio es una medida estadística que permite identificar la tendencia general del sistema de medición propuesto, indicando si existe una sobreestimación o subestimación sistemática de los valores medidos con respecto al sistema de referencia. A diferencia del error absoluto medio, esta métrica conserva el signo del error, lo que permite analizar el sesgo global de las mediciones realizadas.

El error medio se define como el promedio aritmético de los errores obtenidos en las pruebas experimentales y se expresa como:

$$\bar{E} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N E_i \quad (18)$$

Donde:

- \bar{E} corresponde al error medio obtenido.
- E_i representa el error de la i -ésima prueba, expresado en latidos por minuto (LPM).
- N corresponde al número total de pruebas realizadas.

A partir de los errores calculados previamente, dados por:

$$E = \{1, 0, 0, 3, 2, -1, 0\} \text{ LPM} \quad (19)$$

El cálculo del error medio queda expresado de la siguiente manera:

$$\bar{E} = \frac{1}{7}(1 + 0 + 0 + 3 + 2 - 1 + 0) \quad (20)$$

$$\bar{E} = \frac{5}{7} \approx 0,71 \text{ LPM} \quad (21)$$

El valor positivo del error medio indica que, en promedio, el sistema propuesto presenta una ligera tendencia a sobreestimar la frecuencia cardíaca en comparación con el monitor multiparamétrico utilizado como referencia.

VIII-E. Desviación estándar del error

La desviación estándar del error es una medida estadística que permite cuantificar la dispersión de los errores de medición respecto a su valor medio, proporcionando información sobre la estabilidad y consistencia del sistema propuesto a lo largo de las pruebas experimentales realizadas. Un valor bajo de desviación estándar indica que los errores se encuentran concentrados alrededor del error medio, mientras que valores más altos reflejan una mayor variabilidad entre mediciones.

La desviación estándar del error se define como:

$$\sigma_E = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (E_i - \bar{E})^2} \quad (22)$$

Donde:

- σ_E corresponde a la desviación estándar del error.
- E_i representa el error de la i -ésima prueba, expresado en latidos por minuto (LPM).
- \bar{E} corresponde al error medio obtenido.
- N representa el número total de pruebas realizadas.

Considerando los errores calculados previamente:

$$E = \{1, 0, 0, 3, 2, -1, 0\} \text{ LPM} \quad (23)$$

y el valor del error medio $\overline{E} = 0,71$ LPM, el cálculo de la desviación estándar del error se expresa como:

$$\sigma_E = \sqrt{\frac{1}{6} \sum_{i=1}^7 (E_i - 0,71)^2} \quad (24)$$

$$\sigma_E \approx 1,38 \text{ LPM} \quad (25)$$

El valor obtenido indica que los errores de medición presentan una variabilidad moderada alrededor del error medio, lo que sugiere un comportamiento consistente del sistema de medición propuesto durante las pruebas realizadas.

Ángulo postural: El presente análisis se realizó a partir de datos experimentales obtenidos durante cinco pruebas, con el objetivo de evaluar el grado de concordancia entre los valores de ángulo postural de referencia y los medidos por el dispositivo propuesto. Los valores se expresan en grados ($^\circ$) y se presentan de forma comparativa para facilitar su análisis.

Tabla II: Comparación del ángulo postural medido con un valor de referencia y el dispositivo propuesto

Prueba	Ángulo de referencia ($^\circ$)	Dispositivo ($^\circ$)
1	90	90
2	60	61
3	45	43
4	25	22
5	10	8

VIII-F. Análisis del error postural

Con el fin de evaluar la concordancia entre los ángulos posturales medidos por el dispositivo propuesto y los valores de referencia, se definió el error de medición como la diferencia entre el valor estimado por el sistema y el valor de referencia para cada prueba experimental.

A partir de las mediciones realizadas en un sujeto, el conjunto de errores posturales obtenidos se expresa como:

$$E = \{0, 1, -2, -3, -2\}^\circ \quad (26)$$

Estos valores fueron empleados para el cálculo de las métricas estadísticas utilizadas previamente en el análisis de la frecuencia cardíaca.

VIII-G. Resultados estadísticos del error postural

El error absoluto medio obtenido fue de $1,6^\circ$, lo que representa la magnitud promedio de la diferencia entre los ángulos medidos por el sistema y los valores de referencia.

$$|\overline{E}| = \frac{1}{5}(0 + 1 + 2 + 3 + 2) = 1,6 \quad (27)$$

Por su parte, el error máximo registrado fue de 3° , mientras que el error mínimo correspondió a -3° , indicando la mayor desviación observada en las mediciones realizadas.

$$E_{\max} = \text{máx}(|0|, |1|, |-2|, |-3|, |-2|) \quad (28)$$

$$E_{\max} = 3^\circ \quad (29)$$

$$E_{\min} = \text{mín}(0, 1, -2, -3, -2) \quad (30)$$

$$E_{\min} = -3^{\circ} \quad (31)$$

El error medio presentó un valor de $-1,2^{\circ}$, lo que sugiere una ligera tendencia del sistema a subestimar el ángulo postural respecto al valor de referencia.

$$\bar{E} = \frac{1}{5}(0 + 1 - 2 - 3 - 2) = -1,2 \quad (32)$$

Finalmente, la desviación estándar del error fue de $1,3^{\circ}$, lo que refleja una variabilidad moderada entre las mediciones experimentales efectuadas.

$$\sigma_E = \sqrt{\frac{1}{4} \sum_{i=1}^5 (E_i + 1,2)^2} \quad (33)$$

$$\sigma_E = \sqrt{\frac{1}{4} [(0 + 1,2)^2 + (1 + 1,2)^2 + (-2 + 1,2)^2 + (-3 + 1,2)^2 + (-2 + 1,2)^2]} \quad (34)$$

$$\sigma_E \approx 1,3^{\circ} \quad (35)$$

IX. CRONOGRAMA

A continuación se muestra el cronograma de trabajo en la siguiente tabla III.

Tabla III: Cronograma

PROYECTO DE GRADO	TEMA: DESARROLLO DEL PROTOTIPO DE UN SISTEMA PORTÁTIL PARA EL REGISTRO Y ANÁLISIS DE SEÑALES FISIOLÓGICAS RELACIONADAS AL CONTROL DE LA SALUD OCUPACIONAL	MESES												
		10	11	12	1									
ALUMNOS	CHRISTIAN ADRIÁN ALCÍVAR PIO, KEVIN ANDRÉS GUTIÉRREZ CÁCERES													
OBJETIVO GENERAL	DESARROLLAR UN SISTEMA BIOMÉDICO PORTÁTIL CAPAZ DE ADQUIRIR, REGISTRAR Y ANALIZAR VARIABLES POSTURALES Y FISIOLÓGICAS													
ACTIVIDAD	RESPONSABLE													
PROYECTO DE INVESTIGACIÓN Y DISEÑO	DEFINICIÓN DEL TÍTULO DEL ANTEPROYECTO DE INVESTIGACIÓN	ALCÍVAR-GUTIÉRREZ	X	X	X									
	DEFINICIÓN DE PROBLEMÁTICA	ALCÍVAR-GUTIÉRREZ		X	X									
	JUSTIFICACIÓN	ALCÍVAR-GUTIÉRREZ			X									
	OBJETIVOS GENERALES Y ESPECÍFICOS	ALCÍVAR-GUTIÉRREZ			X									
	MARCO TEÓRICO	ALCÍVAR-GUTIÉRREZ			X	X	X	X						
	METODOLOGÍA	ALCÍVAR-GUTIÉRREZ			X	X	X	X						
	ESTIMACIÓN FINANCIERA DEL PROYECTO A DESARROLLAR	ALCÍVAR-GUTIÉRREZ			X									
DESARROLLO Y EVALUACIÓN DEL DISPOSITIVO	SELECCIÓN Y EVALUACIÓN DE COMPONENTES ELECTRÓNICOS	ALCÍVAR-GUTIÉRREZ			X	X								
	DISEÑO ELECTRÓNICO DEL CIRCUITO ESQUEMÁTICO Y DESARROLLO DEL DISEÑO PCB	ALCÍVAR-GUTIÉRREZ			X	X								
	DESARROLLO DEL ALGORITMO DE CONTROL Y ADQUISICIÓN DE DATOS	ALCÍVAR-GUTIÉRREZ			X									
	DESARROLLO DE INTERFAZ DÍGITAL DE CONTROL BIOMÉDICO	ALCÍVAR-GUTIÉRREZ			X	X								
	VALIDACIÓN EXPERIMENTAL Y ANÁLISIS DE DESEMPEÑO DEL PROTOTIPO	ALCÍVAR-GUTIÉRREZ			X	X								
		ALCÍVAR-GUTIÉRREZ											X	X
		ALCÍVAR-GUTIÉRREZ											X	X

X. PRESUPUESTO

Tabla IV: Costos de materiales e insumos utilizados (actualizado y detallado)

Sección	Componente	Cantidad	Valor unitario (USD)	Valor total (USD)
18*Electrónica	ESP32-S3	1	14.78	14.78
	Capacitor cerámico 100nF 104J	8	0.15	1.20
	Capacitor electrolítico 1uF	4	0.15	0.60
	Capacitor electrolítico 10uF	6	0.15	0.90
	Capacitor electrolítico 100uF	1	0.15	0.15
	Capacitor poliéster 105J-250V	1	0.20	0.20
	Capacitor poliéster 154J-50V	1	0.20	0.20
	Capacitor poliéster 683J-50V	1	0.20	0.20
	Resistencia 100 Ω	1	0.10	0.10
	Resistencia 10 k Ω	2	0.10	0.20
	Resistencia 330 k Ω	1	0.10	0.10
	Resistencia 39 k Ω	2	0.10	0.20
	LM358P	1	0.10	0.10
	Espadines para montura (tirar)	3	0.50	1.50
	Bornera	1	0.20	0.20
	Conector Molex 2 pines con cable	2	1.00	2.00
	Conector Molex 3 pines con cable	2	1.00	2.00
	Módulo MPU-9250 (9 ejes)	2	6.47	12.94
	Sensor ECG AD8232	1	8.70	8.70
	3*Energía	Unión USB-C	1	2.00
Módulo de Powerbank		1	28.50	28.50
Convertidor de voltaje DC-DC LM2596		1	5.00	5.00
Vestimenta	Impresión en 3D del chaleco	1	45.00	45.00
Fabricación	Impresión PCB	1	39.67	39.67
Total				166.14

XI. CONCLUSIONES

El prototipo desarrollado incorpora un microcontrolador ESP32, seleccionado por su alta versatilidad y capacidad de integración de conectividad Bluetooth Low Energy, característica fundamental para aplicaciones de monitoreo portátil orientadas a la salud ocupacional. Este microcontrolador actúa como unidad central de procesamiento, coordinando la adquisición de variables fisiológicas y posturales mediante sensores especializados. En particular, el sistema integra el sensor AD8232 para la adquisición electrocardiográfica y el MPU-9250, para la estimación del ángulo torácico y el análisis del comportamiento postural. La combinación de estos componentes permite la obtención simultánea de métricas cardiovasculares derivadas (frecuencia cardíaca y HRV mediante RMSSD) y variables posturales, conformando una plataforma multisensorial orientada a la evaluación del bienestar físico del usuario.

Desde el punto de vista de la arquitectura del sistema, el prototipo vestible fue diseñado bajo un enfoque modular, lo que facilita su integración en una prenda ergonómica tipo chaleco y permite una disposición adecuada de sensores y electrodos, reduciendo artefactos por movimiento. La alimentación del sistema se realiza mediante un power bank externo, empleando un módulo LM2596 para regular la tensión a aproximadamente 3.28 V destinada a los sensores y al microcontrolador. Esta configuración ha demostrado ser funcional durante las pruebas preliminares, garantizando estabilidad operativa, aunque se reconoce la necesidad de evaluar con mayor profundidad aspectos relacionados con eficiencia energética, autonomía y posibles interferencias eléctricas en etapas posteriores.

En cuanto al componente software, la aplicación móvil desarrollada en Android Studio con Kotlin cumple el rol de dispositivo central BLE, encargándose de la detección, conexión y recepción de métricas transmitidas por el prototipo vestible. La arquitectura de la aplicación separa claramente el monitoreo operativo en tiempo real de la visualización orientada a informe por sesión, permitiendo una interpretación estructurada y trazable de los datos adquiridos. La app no almacena la señal ECG cruda, sino únicamente los parámetros derivados, lo que reduce la carga de almacenamiento y simplifica el tratamiento de la información, manteniendo coherencia con los objetivos y el alcance definidos para el proyecto.

Los resultados experimentales obtenidos muestran que el dispositivo desarrollado presenta una buena concordancia con los sistemas de referencia. La frecuencia cardíaca medida por el prototipo tiene un error absoluto medio de aproximadamente 1,0 LPM, mientras que la estimación del ángulo postural presenta un error absoluto medio de 1,6° respecto a los valores de referencia. Estas métricas confirman que el sistema puede registrar de manera confiable variables fisiológicas y posturales bajo condiciones controladas, validando el enfoque multisensorial implementado y demostrando la precisión alcanzada por el prototipo en mediciones estáticas y controladas.

En conjunto, el prototipo demuestra la viabilidad de un sistema vestible capaz de integrar mediciones fisiológicas y posturales en una única plataforma ergonómica. Su arquitectura modular, la integración de sensores específicos y la aplicación móvil permiten un monitoreo estructurado y trazable de los datos, constituyendo una base sólida para futuros desarrollos en monitoreo de bienestar, ergonomía y salud ocupacional. El proyecto establece un marco técnico que puede servir como referencia para ampliaciones o mejoras posteriores, contribuyendo al avance de dispositivos portátiles de monitoreo fisiológico.

Los hallazgos obtenidos evidencian que este prototipo no solo cumple con los objetivos iniciales de medir y correlacionar parámetros fisiológicos y posturales, sino que también ofrece un aporte relevante al área de monitoreo portátil de salud, al proporcionar una solución integrada y modular. La combinación de sensores específicos, plataforma vestible y aplicación móvil permite generar información estructurada y útil para evaluación de bienestar físico, sentando las bases para futuras mejoras en ergonomía, análisis de estrés y monitoreo continuo en contextos laborales o clínicos. Estas conclusiones refuerzan la pertinencia del prototipo como una herramienta innovadora y funcional para el seguimiento fisiológico en condiciones controladas.

XII. RECOMENDACIONES

Se recomienda priorizar la precisión y confiabilidad de los sensores empleados en el sistema de teleasistencia basado en IoT, dado que la calidad de las métricas fisiológicas y posturales depende directamente de la correcta adquisición de las señales. En el caso de las variables posturales, es fundamental realizar procesos formales de calibración de acelerómetros y giroscopios, considerando sesgos, deriva y alineación de ejes, con el fin de minimizar errores sistemáticos en la estimación del ángulo torácico. Para la adquisición electrocardiográfica mediante el AD8232, se evidenció que la ausencia de filtrado físico en las primeras pruebas generó interferencias y un nivel elevado de ruido en la señal. En este sentido, se recomienda implementar filtros analógicos complementarios (pasa-bajo, pasa-alto y/o notch para interferencia de red) antes de la digitalización, combinados con técnicas de filtrado digital adecuadas en el microcontrolador, a fin de mejorar la relación señal-ruido y la estabilidad de los parámetros derivados como BPM y HRV.

Se recomienda que las mediciones de variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV) se realicen únicamente en condiciones de reposo, debido a que el sistema no incorpora filtros de movimiento robustos que puedan eliminar artefactos generados por la actividad física. Para una evaluación confiable de HRV y su relación con indicadores de estrés, es necesario validar los datos frente a equipos clínicos de referencia y considerar protocolos de registro controlados. Esto permitirá garantizar la fiabilidad de los parámetros derivados y su interpretación adecuada.

Asimismo, se recomienda considerar cuidadosamente el entorno de operación del sistema, ya que factores externos pueden afectar tanto la adquisición como la transmisión de datos. Es importante que el sistema opere en condiciones con conectividad estable y con un nivel mínimo de interferencias electromagnéticas, especialmente durante sesiones prolongadas de monitoreo. En escenarios reales de uso, se sugiere evaluar el desempeño del sistema en distintos contextos laborales para identificar posibles fuentes de ruido eléctrico, pérdidas de paquetes BLE o degradación de la señal, y ajustar los parámetros de transmisión y muestreo en consecuencia.

Durante el uso en movimiento, las métricas derivadas de la frecuencia cardíaca y la postura pueden presentar variaciones no representativas debido a artefactos dinámicos. Por ello, se recomienda aplicar filtros de movimiento más avanzados y desarrollar algoritmos que diferencien entre cambios posturales voluntarios y ruidos, asegurando que los datos obtenidos reflejen fielmente las condiciones fisiológicas del usuario.

En lo que se refiere a la aplicación portátil y al almacenamiento de datos, se recomienda considerar mecanismos de almacenamiento local temporal en el prototipo, dado que actualmente el sistema depende completamente de la conexión con la aplicación móvil para guardar los datos adquiridos. En caso de que el dispositivo se desconecte del teléfono, por problemas de conectividad Bluetooth o Wi-Fi, o si el teléfono se descarga, los datos recopilados no se registran y se interrumpe la generación de informes. Debido a restricciones técnicas y económicas, el prototipo actual no cuenta con memoria interna ni con una base de datos independiente capaz de almacenar información de manera autónoma, lo que limita su operación continua.

Desde el punto de vista ergonómico, los dispositivos portátiles que conforman el sistema final deben ser cómodos, ligeros y correctamente posicionados sobre el cuerpo del usuario. Una colocación inadecuada de los sensores o de los electrodos ECG puede generar lecturas inconsistentes, pérdidas de señal y activación de alarmas innecesarias. Por ello, se recomienda definir guías claras de colocación y fijación de la prenda inteligente, considerando la anatomía del usuario y la estabilidad durante el movimiento, con el objetivo de mantener la fiabilidad del sistema en su operación cotidiana, además se recomienda explorar versiones más compactas y ligeras para mejorar la comodidad del usuario durante periodos prolongados de monitoreo y aumentar la aceptación del dispositivo en entornos laborales o clínicos.

Finalmente, previo a un despliegue a mayor escala, se recomienda realizar pruebas exhaustivas y ajustes integrales de todos los componentes del sistema, incluyendo sensores, módulos de comunicación y alimentación. Los sensores deben evaluarse bajo distintas condiciones de uso reposo, movimiento, cambios posturales y variaciones ambientales

para verificar su comportamiento y robustez. Este proceso permitirá identificar limitaciones técnicas, optimizar parámetros de funcionamiento y asegurar que el sistema ofrezca un desempeño confiable y consistente antes de su aplicación en entornos reales de salud ocupacional.

REFERENCIAS

- [1] World Health Organization, *Healthy Workplaces: A Model for Action*. Geneva: World Health Organization, 2020.
- [2] World Health Organization, *Mental Health at Work*. Geneva: World Health Organization, 2022.
- [3] European Agency for Safety and Health at Work, *Work-Related Musculoskeletal Disorders: Facts and Figures*. Luxembourg: Publications Office of the European Union, 2020.
- [4] International Labour Organization, *Workplace Stress: A Collective Challenge*. Geneva: International Labour Office, 2016.
- [5] A. R. Gómez García, P. Merino-Salazar, M. Silva-Peñaherrera, P. R. Suasnavas Bermúdez y A. Vilaret Serpa, «I Encuesta sobre Condiciones de Seguridad y Salud en el Trabajo para Ecuador. Principales resultados en la ciudad de Quito, 2016,» *Medicina y Seguridad del Trabajo*, vol. 65, n.º 257, págs. 238-251, 2019.
- [6] M. de Salud Pública del Ecuador, *Guía de Práctica Clínica: Dolor Lumbar*, [Enlace PDF], Quito, Ecuador, 2017. dirección: https://www.salud.gob.ec/wp-content/uploads/2017/02/GU%C3%8DA-DOLOR-LUMBAR_16012017.pdf.
- [7] J. Duarte y J. López, «Relación entre el estrés laboral y la satisfacción laboral en personal administrativo y operativo en Cuenca,» [Online]. Disponible en línea, Tesis de maestría, Universidad Internacional SEK, 2023. dirección: <https://repositorio.uisek.edu.ec/handle/123456789/5102>.
- [8] C. Ulloa y E. Núñez, «Estrés laboral en el personal de salud de centros del Ministerio de Salud Pública en Guaranda,» [Online]. Disponible en línea, Tesis de maestría, Universidad de las Américas, 2022. dirección: <https://dspace.udla.edu.ec/handle/33000/16083>.
- [9] O. I. del Trabajo (OIT), *La carga mundial de los trastornos musculoesqueléticos y el estrés laboral*, [Enlace PDF], Ginebra, Suiza, 2021. dirección: <https://www.ilo.org/global/topics/safety-and-health-at-work/lang-es/index.htm>.
- [10] P. González, S. Ramírez y C. Soto, «Fomentar hábitos posturales conscientes: evaluación de estrategias de comportamiento sostenible,» *Journal of Behavioral Health Promotion*, vol. 8, n.º 1, págs. 23-34, 2020.
- [11] M. Kivimäki y A. Steptoe, «Effects of stress on the development of cardiovascular disease,» *Nature Reviews Cardiology*, vol. 18, n.º 4, págs. 215-229, 2021. DOI: 10.1038/s41569-020-00473-3.
- [12] R. K. Mehta y M. J. Agnew, «Influence of mental workload on muscle fatigue,» *Human Factors*, vol. 62, n.º 2, págs. 288-299, 2020. DOI: 10.1177/0018720819874166.
- [13] J. Kim y S. Park, «Ergonomic assessment using wearable sensors: A review,» *Sensors*, vol. 21, n.º 8, pág. 2851, 2021. DOI: 10.3390/s21082851.
- [14] World Health Organization (WHO). «Occupational Health.» Accessed: 2025-11-14. dirección: <https://www.who.int/health-topics/occupational-health>.
- [15] A. Zárate-Amador, G. Aguilar-Madrid, C. Colunga-Rodríguez, L. C. Haro-García y C. A. Juárez-Pérez, «Perfil salud-enfermedad en los trabajadores de una empresa en el valle de México,» *Medicina y Seguridad del Trabajo*, vol. 59, n.º 233, págs. 405-416, 2021. DOI: 10.4321/S0465-546X2013000400005.
- [16] C. Di Tecco, M. Ronchetti, M. Ghelli, B. Persechino, B. M. Rondinone y S. Iavicoli, «The mitigation of psychosocial risks at work: The case of Italy,» *International Journal of Environmental Research and Public Health*, vol. 20, n.º 9, pág. 5740, 2023. DOI: 10.3390/ijerph20095740.
- [17] C. M. Tosca Vidal y M. d. R. García Vázquez, «Aportaciones de la salud ocupacional para las empresas y los trabajadores,» *Publicaciones e Investigación*, vol. 17, n.º 2, 2023. DOI: 10.22490/25394088.7243.
- [18] J. M. Soares, L. M. Dutra y L. M. Oliveira, «Work-related musculoskeletal disorders: An overview,» *Brazilian Journal of Occupational Health*, vol. 45, n.º 2, págs. 1-8, 2020. dirección: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC7195879/>.
- [19] S. Sammito, B. Thielmann, A. Klussmann, A. Deußen, K.-M. Braumann e I. Böckelmann, «Guideline for the application of heart rate and heart rate variability in occupational medicine and occupational health science,» *Journal of Occupational Medicine and Toxicology*, vol. 19, n.º 1, pág. 15, 2024.
- [20] S. Järvelin-Pasanen, S. Sinikallio y M. P. Tarvainen, «Heart rate variability and occupational stress—systematic review,» *Industrial health*, vol. 56, n.º 6, págs. 500-511, 2018.

- [21] J. L. Espinosa Flores, *Sistema de monitoreo cardíaco portátil de una terminación para atención primaria o control médico remoto de pacientes con anomalías cardíacas*, Trabajo de titulación para la obtención del título de Ingeniero en Electrónica y Telecomunicaciones, Cuenca, Ecuador, 2021. dirección: <https://dspace.ucuenca.edu.ec/items/754f25e0-b230-4e01-8586-cddfdb25a7c3>.
- [22] M. Blanco Vidal y E. Fdez-Obanza Windscheid, *Electrocardiografía básica. Aproximación práctica a la lectura del EKG*. Editorial Médica Panamericana, 2018.
- [23] P. Prajod y E. André, «On the generalizability of ECG-based stress detection models,» en *2022 21st IEEE International Conference on Machine Learning and Applications (ICMLA)*, IEEE, 2022, págs. 549-554.
- [24] J. Kim, S. Lee e Y. Park, «Heart Rate Variability-Based Stress Detection Using Wearable Sensors,» *Sensors*, vol. 23, n.º 7, 2023. DOI: 10.3390/s23073700.
- [25] M. Hildenborg et al., «The Neuroimmune Response to Surgery – An Exploratory Study of Trauma-Induced Changes in Innate Immunity and Heart Rate Variability,» *Frontiers in Immunology*, vol. 13, pág. 911744, 2022. DOI: 10.3389/fimmu.2022.911744.
- [26] J. Sacha y W. Pluta, «Which rate is more variable: a slow or a fast one? It depends on the method of heart rate variability analysis,» *Annals of Noninvasive Electrocardiology*, vol. 10, n.º 2, págs. 123-128, 2005. DOI: 10.1111/j.1542-474X.2005.10121.x.
- [27] G. J. Tortora y B. H. Derrickson, *Principios de anatomía y fisiología*, 15.ª ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 2020.
- [28] A. C. Guyton y J. E. Hall, *Tratado de fisiología médica*, 14.ª ed. Philadelphia: Elsevier, 2021.
- [29] A. Scridon, R. Şerban y P. Chevalier, «Atrial fibrillation: Neurogenic or myogenic?» *Archives of Cardiovascular Diseases*, vol. 111, dic. de 2017. DOI: 10.1016/j.acvd.2017.11.001.
- [30] International Ergonomics Association. «Definition and domains of ergonomics.» Accessed: 2025-11-14. dirección: <https://iea.cc>.
- [31] Fisiosesto. «Músculos de la espalda.» Recurso web ilustrativo sobre musculatura dorsal y rangos generales de movimiento. Accedido: 2026-02-24. dirección: <https://fisiosesto.com/musculos-espalda/>.
- [32] E. N. Marieb y K. Hoehn, *Anatomía y fisiología*, 11.ª ed. Boston: Pearson, 2019.
- [33] J. Dylla y J. Forrest, «Practice in Motion,»
- [34] European Agency for Safety and Health at Work (EU-OSHA). «Psychosocial risks and mental health.» Accessed: 2025-11-14. dirección: <https://osha.europa.eu/en/themes/psychosocial-risks-and-mental-health>.
- [35] Espressif Systems. «Wireless SoCs, Software, Cloud and AIoT Solutions — Espressif Systems.» Accessed: 2025-11-14. dirección: <https://www.espressif.com/>.
- [36] Electrónica Paraguay. «Módulo ESP32 DevKitC V4 ESP32-WROOM-32U con Wi-Fi y Bluetooth.» Imagen del módulo ESP32 DevKitC V4. Accedido: 2026-02-24. dirección: <https://www.electronica.com.py/producto/modulo-esp32-devkitc-v4-esp32-wroom-32u-con-wifi-y-bluetooth-micro-usb-38-pines/>.
- [37] A. Devices, *AD8232: Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End (Datasheet)*, 2019. dirección: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8232.pdf>.
- [38] Components101. «AD8232 ECG Module – Pinout, Features and Applications.» Imagen del módulo AD8232 con identificación de pines y electrodos. Accedido: 2026-02-24. dirección: <https://components101.com/modules/ad8232-ecg-module>.
- [39] InvenSense, Inc. / TDK Corporation. «InvenSense – TDK Corporation: Sensor Solutions.» Accessed: 2025-11-14. dirección: <https://invensense.tdk.com/>.
- [40] Components101. «MPU9250 9-DOF MEMS Sensor Module – Pinout and Features.» Imagen del módulo MPU9250 con identificación de pines de alimentación, comunicación e interrupciones. Accedido: 2026-02-24. dirección: <https://components101.com/sensors/mpu9250-9-dof-mems-sensor-module-datasheet-pinout-features-working>.
- [41] M. L. González Ramírez, J. P. García Vázquez, M. D. Rodríguez, L. A. Padilla López, G. M. Galindo-Aldana y D. Cuevas-González, «Wearables for Stress Management: A Scoping Review,» *Healthcare*, vol. 11, n.º 2369, 2023, /mnt/data/healthcare-11-02369.pdf PDF disponible.

- [42] G. Özgül y F. Patlar Akbulut, «Wearable sensor device for posture monitoring and analysis during daily activities: A preliminary study,» *International Advanced Researches and Engineering Journal*, vol. 6, n.º 1, págs. 43-48, 2022, /mnt/data/10.35860-iarej.1018977-2063078 (1).pdfPDF disponible.
- [43] D. R. Seshadri et al., «Wearable sensors for monitoring the internal and external workload of the athlete,» *npj Digital Medicine*, vol. 2, n.º 71, 2019, /mnt/data/s41746-019-0149-2.pdfPDF disponible.
- [44] J. E. Naranjo, C. A. Mora, D. F. Bustamante Villagómez, M. G. Mancheno Falconi y M. V. Garcia, «Wearable Sensors in Industrial Ergonomics: Enhancing Safety and Productivity in Industry 4.0,» *Sensors*, vol. 25, n.º 1526, 2025, /mnt/data/sensors-25-01526-v2.pdfPDF disponible.
- [45] G. C. Muşat y S. A. Borz, «Back posture monitoring using acceleration sensors in work environments,» (*Información recuperada del PDF cargado por el usuario*), 2022, /mnt/data/c8c0a5870ef72c475622eeb89a9ccd54acf7.pdfPDF disponible.
- [46] P. Gaur et al., «Continuous Monitoring of Heart Rate Variability in Free-Living Conditions Using Wearable Sensors: Exploratory Observational Study,» *JMIR Formative Research*, vol. 8, e53977, 2024. DOI: 10.2196/53977.
- [47] D. Bustos, J. C. Guedes, J. S. Baptista, M. P. Vaz, J. T. Costa y R. J. Fernandes, «Applicability of Physiological Monitoring Systems within Occupational Groups: A Systematic Review,» *Sensors*, vol. 21, n.º 21, pág. 7249, 2021. DOI: 10.3390/s21217249.
- [48] R. M. Rangayyan, «Biomedical signal analysis: A case-study approach,» (*Libro de referencia en procesamiento de señales biomédicas*), 2015, 2nd ed., Wiley-IEEE Press.
- [49] D. Montenegro, J. Gonzalez-Barajas y E. Forero-García, *Procesamiento Digital de Perturbaciones de Calidad de Potencia Eléctrica*. Bogotá: Editorial Universitaria, 2012.
- [50] G. D. Clifford, F. Azuaje y P. McSharry, «Advanced methods and tools for ECG data analysis,» (*Libro especializado en análisis avanzado de ECG*), 2006, Artech House.
- [51] N. Dugarte, A. Álvarez, E. Dugarte y G. Alvarez, «Técnicas de procesamiento de la señal ECGAR aplicadas en el prototipo DIGICARDIAC,» *Revista del Instituto Nacional de Higiene Rafael Rangel*, vol. 46, n.º 1-2, 2015, [En línea]. Accedido: 2026-02-24. dirección: https://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0798-04772015000100007.
- [52] L. Sörnmo y P. Laguna, *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications* (Academic Press Series in Biomedical Engineering). Amsterdam; Boston: Academic Press, 2005, ISBN: 9780124375529.
- [53] C. Stojescu-Crisan, «Estimation of noise in ECG signals using wavelets,» jun. de 2008, págs. 113 -118. DOI: 10.1109/OPTIM.2008.4602509.
- [54] J. Pan y W. J. Tompkins, «A real-time QRS detection algorithm,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 32, n.º 3, págs. 230-236, 1985, <https://doi.org/10.1109/TBME.1985.325532>DOI:10.1109/TBME.1985.325532
- [55] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, «Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use,» *Circulation*, vol. 93, n.º 5, págs. 1043-1065, 1996, <https://doi.org/10.1161/01.CIR.93.5.1043>DOI:10.1161/01.CIR.93.5.1043
- [56] C. Alexander y M. Sadiku, *Fundamentos de Circuitos Eléctricos*, 5ta. México D.F.: McGraw-Hill Education, 2013.
- [57] A. S. Sedra y K. C. Smith, *Microelectronic Circuits*, 7th. Oxford University Press, 2014.
- [58] M. Al-Shareeda, M. Ali, S. Manickam y S. Karuppayah, «Bluetooth low energy for internet of things: review, challenges, and open issues,» *Indonesian Journal of Electrical Engineering and Computer Science*, vol. 31, págs. 1182-1189, ago. de 2023. DOI: 10.11591/ijeecs.v31.i2.pp1182-1189.
- [59] Bluetooth Special Interest Group, *Bluetooth Core Specification Version 5.4*, Bluetooth SIG, 2023.
- [60] M. Sousa. «Bluetooth Low Energy – Introducción a la tecnología.» Figura 1: Pila de protocolos para BLE. Accedido: 9 de enero de 2026, smart-lighting.es. dirección: <https://smart-lighting.es/bluetooth-low-energy-introduccion-la-tecnologia/>.
- [61] Android Developers. «Introducción a Android Studio,» visitado 5 de sep. de 2024. dirección: <https://developer.android.com/studio/intro?hl=es-419>.
- [62] Android Developers. «Descripción general de Bluetooth de bajo consumo,» visitado 5 de sep. de 2024. dirección: <https://developer.android.com/develop/connectivity/bluetooth/ble/ble-overview?hl=es-419>.

- [63] J.-H. Jung, S.-H. Shin, M.-G. Kang, K.-H. Kang e Y.-T. Kim, «Development of Wearable Wireless Electrocardiogram Detection System using Bluetooth Low Energy,» *Electronics*, vol. 10, n.º 5, págs. 608, 2021. DOI: 10.3390/electronics10050608. dirección: <https://www.mdpi.com/2079-9292/10/5/608>.
- [64] D. Tang, «Research on recognition of intelligent wearable monitoring equipment based on BLE protocol in students' motion state,» en *Proceedings of the 2019 International Seminar on Automation, Intelligence, Computing, and Networking (ISAICN 2019)*, UK: Francis Academic Press, 2019, págs. 143-146. DOI: 10.25236/isaicn.2019.027.
- [65] D. Vaz, D. R. Matos, M. L. Pardal y M. Correia, «MIREs: Recovering Mobile Applications based on Backend-as-a-Service from Cyber Attacks,» en *MobiQuitous '20: The 17th International Conference on Mobile and Ubiquitous Systems: Computing, Networking and Services*, Documento disponible públicamente en el repositorio de INESC-ID/IST; el PDF indica publicación ACM (MobiQuitous '20)., 2020. dirección: https://www.dps.inesc-id.pt/~mpc/pubs/MIREs__Diogo_Vaz_.pdf.
- [66] Firebase (Google), *Firestore Authentication*, <https://firebase.google.com/docs/auth>, Accedido: 2026-01-23.
- [67] C. S. Lwin, N. K. Dim y S. M. M. Aye, «Firestore as a Backend Service in Mobile and Web Application Development,» *Journal of the Myanmar Academy of Arts and Science*, vol. XIX, n.º 2, 2021, Accedido: 2026-01-23. dirección: <https://maas.edu.mm/Research/Admin/pdf/36.%20Dr%20Chaw%20Su%20Lwin%20%28309-318%20%29.pdf>.
- [68] Firebase (Google), *Cloud Firestore Data model*, <https://firebase.google.com/docs/firestore/data-model>, Accedido: 2026-01-23.
- [69] Firebase (Google), *Cloud Firestore*, <https://firebase.google.com/docs/firestore>, Accedido: 2026-01-23.
- [70] Firebase (Google), *Access data offline (Cloud Firestore)*, <https://firebase.google.com/docs/firestore/manage-data/enable-offline>, Accedido: 2026-01-23.
- [71] Firebase (Google), *Get Started with Firestore Authentication on Android*, <https://firebase.google.com/docs/auth/android/start>, Accedido: 2026-01-23.
- [72] Firebase (Google), *Manage User Sessions (Firestore Authentication Admin)*, <https://firebase.google.com/docs/auth/admin/manage-sessions>, Accedido: 2026-01-23.
- [73] Firebase (Google), *Get started with Cloud Firestore Security Rules*, <https://firebase.google.com/docs/firestore/security/get-started>, Accedido: 2026-01-23.
- [74] Firebase (Google), *Secure data in Cloud Firestore (Security Rules overview)*, <https://firebase.google.com/docs/firestore/security/overview>, Accedido: 2026-01-23.
- [75] OWASP Foundation, *OWASP Mobile Top 10 (Final release 2024)*, <https://owasp.org/www-project-mobile-top-10/>, Accedido: 2026-01-23.
- [76] OWASP Foundation, *OWASP MASVS (Mobile Application Security Verification Standard)*, <https://mas.owasp.org/MASVS/>, Accedido: 2026-01-23.
- [77] B. J. Drew, R. M. Califf, M. Funk, E. S. Kaufman, M. W. Krucoff, M. M. Laks et al., «Practice Standards for Electrocardiographic Monitoring in Hospital Settings: An American Heart Association Scientific Statement,» *Circulation*, vol. 110, n.º 17, págs. 2721-2746, 2004. DOI: 10.1161/01.CIR.0000145144.56673.59.
- [78] *ESP32-WROOM-32*. Accedido: 4-2-2025, 2025. dirección: https://octopart.com/es/esp32-wroom-32-espressif+systems-91025511?gad_source=1&gclid=CjwKCAiAh6y9BhBREiwApBLHC1ugyjZaOQLMBYjtybqWbnxNo4twgzRoCsRUQAvD_BwE.
- [79] «AD8232 Datasheet (PDF) Download,» Analog Devices, visitado 19 de feb. de 2026. dirección: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/527942/AD/AD8232.html>.
- [80] «ADS1115 Datasheet (PDF) Download,» Texas Instruments, visitado 19 de feb. de 2026. dirección: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/292735/TI/ADS1115.html>.
- [81] «MPU-9250 Datasheet (PDF) Download,» TDK Electronics, visitado 19 de feb. de 2026. dirección: <https://www.alldatasheet.es/datasheet-pdf/download/1132035/TKD/MPU-9250.html>.
- [82] «LM2596 Datasheet (PDF) Download,» ON Semiconductor, visitado 19 de feb. de 2026. dirección: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/315343/ONSEMI/LM2596.html>.
- [83] Texas Instruments. «LM358: Industry-Standard Dual Operational Amplifiers (datasheet).» Accessed: 2026-02-25, visitado 25 de feb. de 2026. dirección: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm358.pdf>.

XIII. ANEXOS

Categories	Items	Specifications
	Audio	CVSD and SBC
Hardware	Module interfaces	SD card, UART, SPI, SDIO, I ² C, LED PWM, Motor PWM, I ² S, IR, pulse counter, GPIO, capacitive touch sensor, ADC, DAC
	On-chip sensor	Hall sensor
	Integrated crystal	40 MHz crystal
	Integrated SPI flash	4 MB
	Operating voltage/Power supply	3.0 V ~ 3.6 V
	Operating current	Average: 80 mA
	Minimum current delivered by power supply	500 mA
	Recommended operating temperature range	-40 °C ~ +85 °C
	Package size	(18.00±0.10) mm × (25.50±0.10) mm × (3.10±0.10) mm
Moisture sensitivity level (MSL)	Level 3	

Figura 42: Extracto de hoja de datos del ESP32: características de hardware y parámetros operativos relevantes (p. ej., tensión de operación, interfaces y consumo). [78]

Parameter	Rating
Supply Voltage	3.6 V
Output Short-Circuit Current Duration	Indefinite
Maximum Voltage, Any Terminal ¹	+V _s + 0.3 V
Minimum Voltage, Any Terminal ¹	-0.3 V
Storage Temperature Range	-65°C to +125°C
Operating Temperature Range	-40°C to +85°C
Maximum Junction Temperature	140°C
θ_{JA} Thermal Impedance ²	48°C/W
θ_{JC} Thermal Impedance	4.4°C/W
ESD Rating	
Human Body Model (HBM)	8 kV
Charged Device Model (FICDM)	1.25 kV
Machine Model (MM)	200 V

Figura 43: Extracto de hoja de datos del AD8232: límites eléctricos y rango de temperatura de operación/almacenamiento. [79]

	ADS1113, ADS1114, ADS1115	UNIT
VDD to GND	-0.3 to +5.5	V
Analog input current	100, momentary	mA
Analog input current	10, continuous	mA
Analog input voltage to GND	-0.3 to VDD + 0.3	V
SDA, SCL, ADDR, ALERT/RDY voltage to GND	-0.5 to +5.5	V
Maximum junction temperature	+150	°C
Operating temperature range	-40 to +140	°C
Storage temperature range	-60 to +150	°C

Figura 44: Extracto de hoja de datos del ADS1115: límites eléctricos, entradas analógicas y condiciones de operación. [80]

Specification	Symbol	Conditions	MIN	MAX	Units
Supply Voltage	V_{DD}		-0.5	4.0	V
	V_{DDIO}		-0.5	4.0	V
Acceleration		Any axis, unpowered, 0.2ms duration		10,000	<i>g</i>
Temperature		Operating	-40	105	°C
		Storage	-40	125	°C
ESD Tolerance		HBM	2		KV
		MM	250		V

Figura 45: Extracto de hoja de datos del MPU9250: límites eléctricos, rangos de aceleración/temperatura y tolerancia ESD. [81]

Pin Functions				
NAME	PIN		I/O	DESCRIPTION
	LCCC ⁽¹⁾	SOIC, SSOP, CDIP, PDIP, SO, TSSOP, CFP ⁽¹⁾		
IN1-	5	2	I	Negative input
IN1+	7	3	I	Positive input
IN2-	15	6	I	Negative input
IN2+	12	5	I	Positive input
OUT1	2	1	O	Output
OUT2	17	7	O	Output
V-	10	4	—	Negative (lowest) supply or ground (for single-supply operation)
NC	1, 3, 4, 6, 8, 9, 11, 13, 14, 16, 18, 19	—	—	No internal connection
V+	20	8	—	Positive (highest) supply

Figura 47: Tabla de funciones de pines del LM358 utilizada como referencia de conexión en el diseño del circuito. [83]

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Supply Voltage	V_{in}	45	V
ON/OFF Pin Input Voltage	-	$-0.3\text{ V} \leq V \leq +V_{in}$	V
Output Voltage to Ground (Steady-State)	-	-1.0	V
Power Dissipation			
Case 314B and 314D (TO-220, 5-Lead)	P_D	Internally Limited	W
Thermal Resistance, Junction-to-Ambient	$R_{\theta JA}$	65	$^{\circ}\text{C/W}$
Thermal Resistance, Junction-to-Case	$R_{\theta JC}$	5.0	$^{\circ}\text{C/W}$

Figura 46: Extracto de hoja de datos del LM2596: límites de tensión de entrada y parámetros térmicos relevantes para la regulación DC-DC. [82]

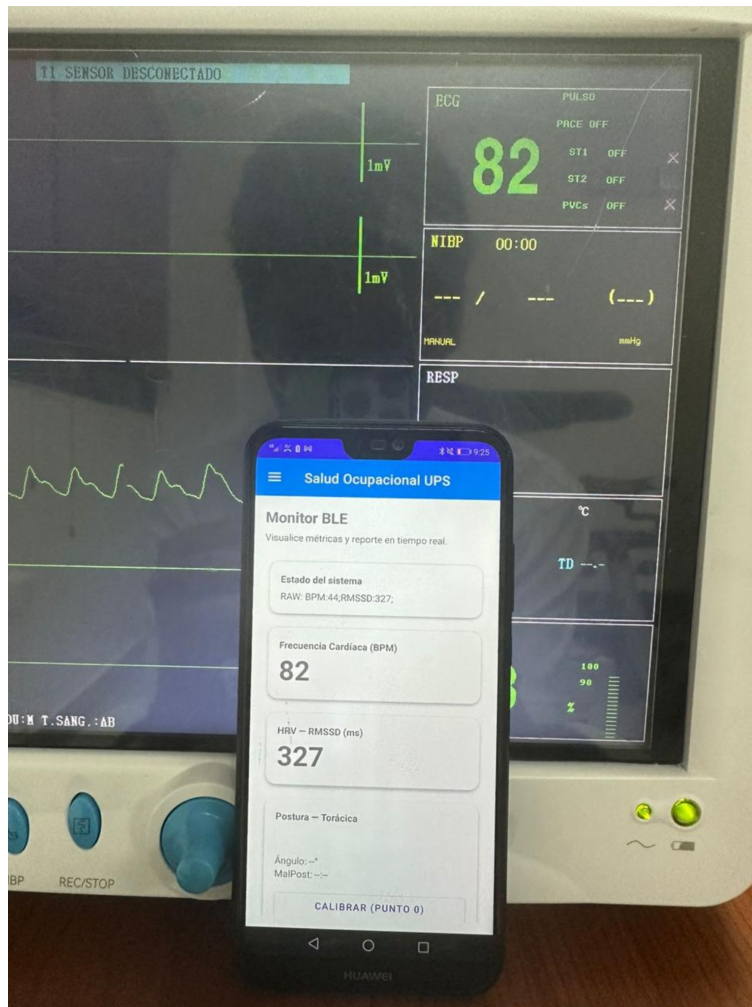


Figura 48: Comparación de frecuencia cardíaca: lectura del monitor multiparámetros y visualización simultánea en la aplicación móvil (Monitor BLE). Autor propio.



Figura 49: Comparación de frecuencia cardíaca: segunda evidencia fotográfica durante la prueba en reposo (monitor multiparámetros vs aplicación móvil). Autor propio.

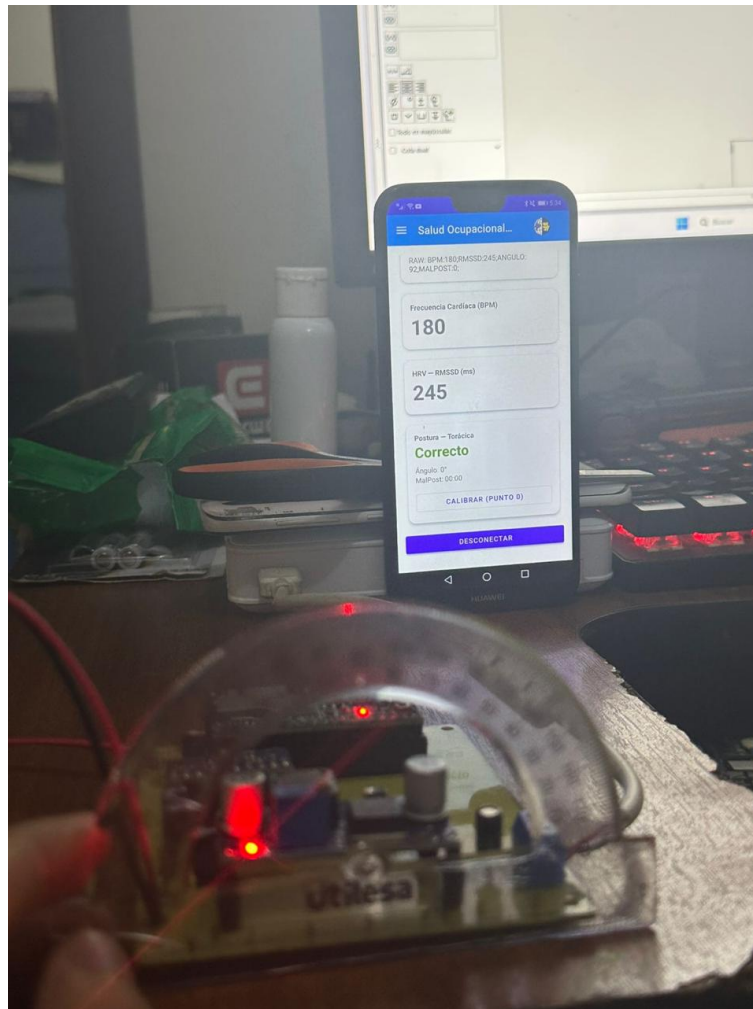


Figura 50: Evidencia de verificación postural: estado *Correcto* en el módulo de monitoreo y calibración (punto 0) durante prueba controlada. Autor propio.

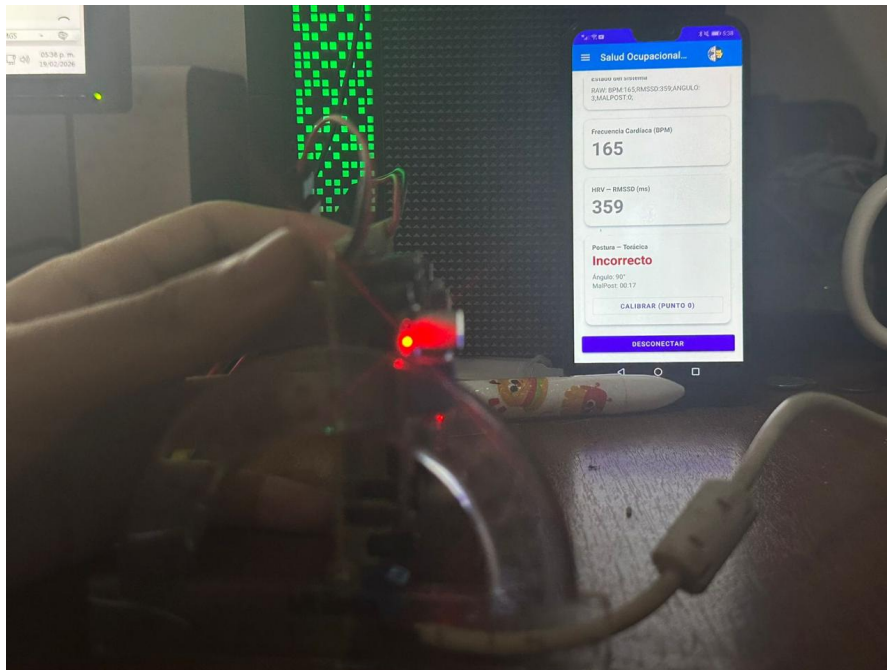


Figura 51: Evidencia de verificación postural: detección de *Incorrecto* bajo inclinación controlada (referencia angular) durante prueba piloto. Autor propio.

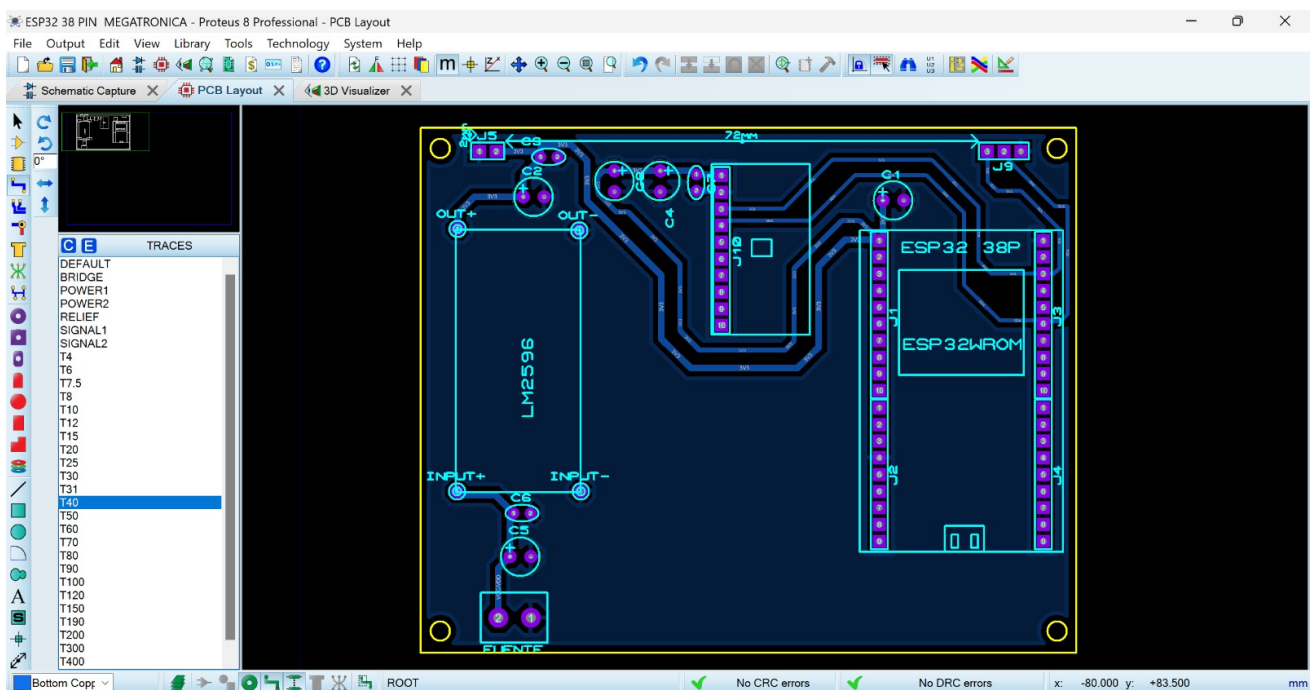


Figura 52: Diseño PCB en Proteus: distribución general del módulo con ESP32 y etapa de alimentación (LM2596). Autor propio.

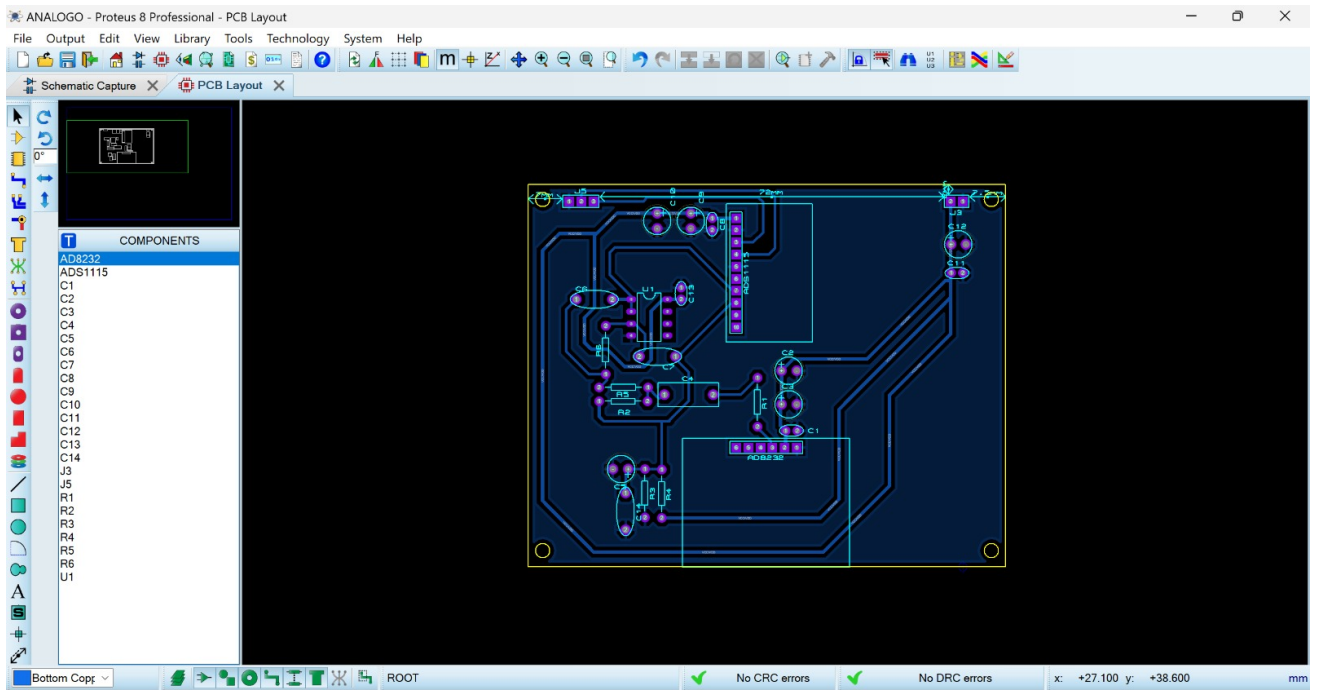


Figura 53: Diseño PCB en Proteus: distribución del módulo analógico (front-end de adquisición y conversión). Autor propio.

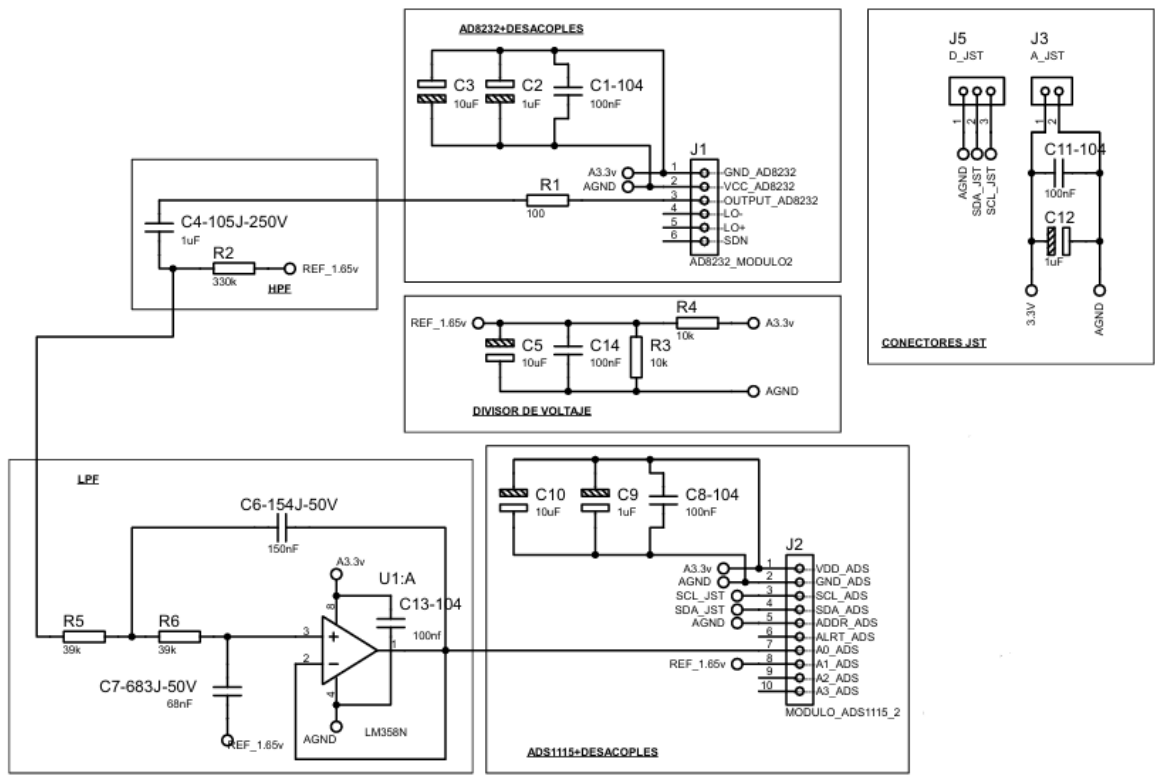


Figura 54: Esquemático del módulo analógico del sistema portátil (adquisición y acondicionamiento de señal). Autor propio.

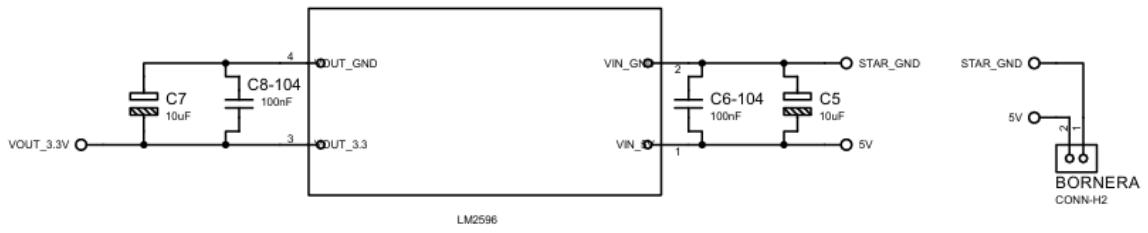
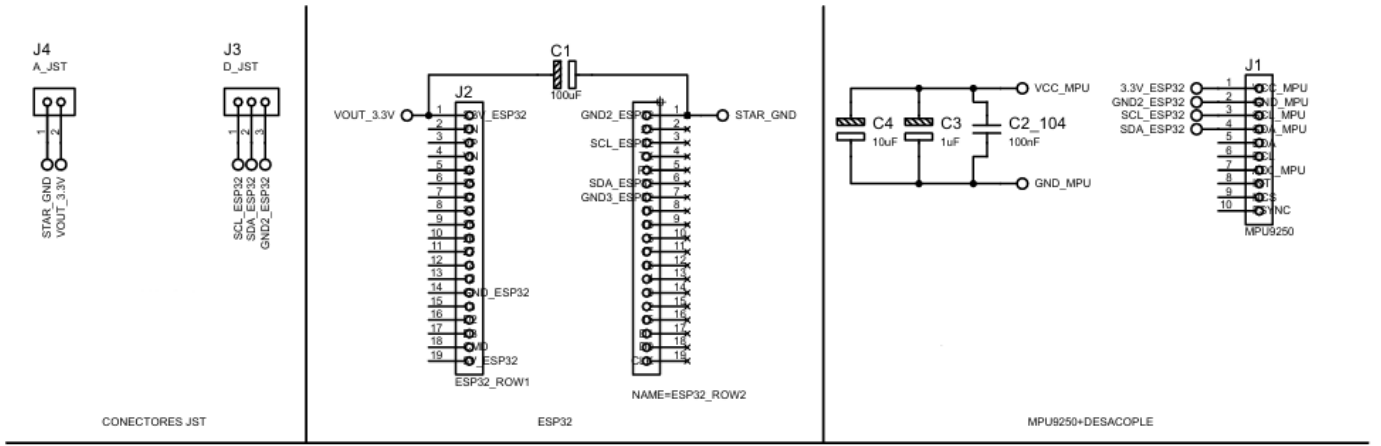


Figura 55: Esquemático del módulo digital del sistema portátil (procesamiento y comunicaciones). Autor propio.

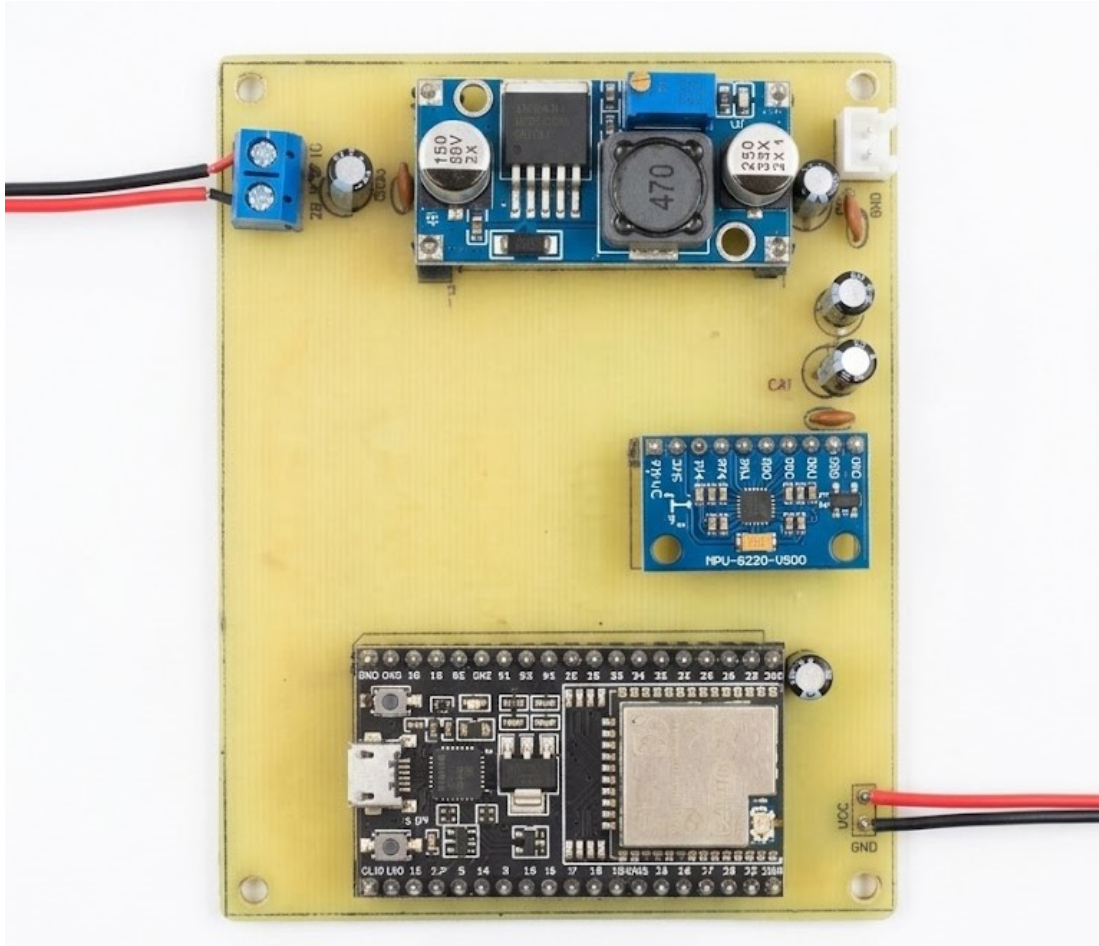


Figura 56: Placa del módulo posterior del prototipo, integrando sistema de alimentación, microcontrolador y sensor inercial. Autor propio.

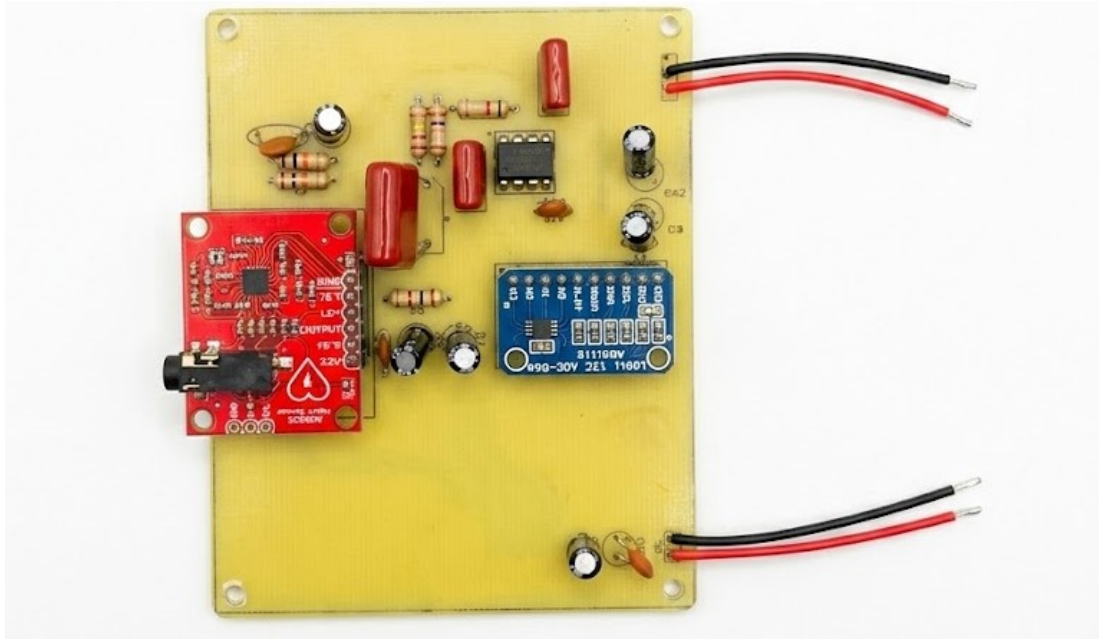


Figura 57: Placa del módulo frontal del prototipo, integrando etapa de adquisición cardiovascular (AD8232) y digitalización (ADS1115). Autor propio.



Figura 58: Vista lateral del prototipo vestible en prenda tipo chaleco, evidenciando el volumen relativo de los módulos. Autor propio.



Figura 59: Vista lateral del prototipo vestible durante una inclinación aproximada de 40° del tronco, evidenciando la posición del módulo posterior. Autor propio.

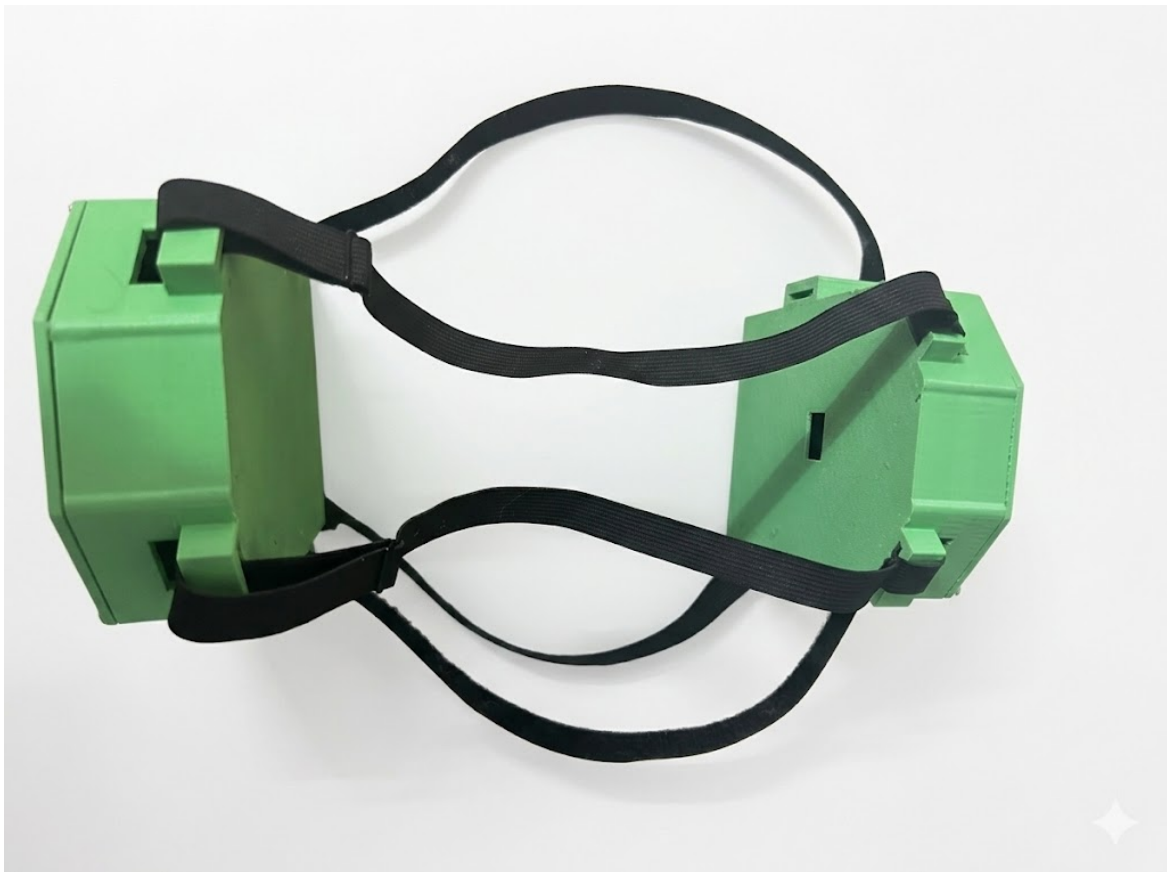


Figura 60: Vista superior del conjunto de módulos impresos en 3D y correas de sujeción. Autor propio.