



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA CENTROAMERICANA

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

**OPTIMIZACIÓN DE PROTOTIPO WEARABLE PARA MONITOREO DE FRECUENCIA
CARDÍACA EN PERROS**

PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO

INGENIERO BIOMÉDICO

PRESENTADO POR:

21841271 JOSÉ ALEJANDRO SARMIENTO MARTÍNEZ

ASESOR: REYNA VALLE

SAN PEDRO SULA, CORTÉS, HONDURAS, C.A.

JUNIO, 2024

DEDICATORIA

Esta tesis está dedicada a mi familia, especialmente a mi padre, madre, hermano, tía, y amigos más cercanos, quienes me han acompañado a lo largo de esta travesía académica. Su presencia constante, apoyo incondicional y palabras de aliento han sido fundamentales para alcanzar esta meta. Este proyecto es el resultado de la disciplina y dedicación que me han enseñado a aplicar en todo momento. Gracias por creer en mí y por inspirarme a dar lo mejor de mí cada día. Este logro es también de ustedes.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero agradecer a Dios por darme las capacidades y conocimientos para llegar hasta este punto. También me gustaría expresar mi gratitud a mi asesora, la Ing. Reyna Valle, por orientarme e impulsarme constantemente a ser un mejor estudiante. Su apoyo no solo ha sido crucial durante este proyecto, sino también a lo largo de toda mi carrera. Agradezco igualmente a todos los catedráticos que me han formado y enseñado valiosas lecciones. En especial, quiero reconocer a los ingenieros Manuel Gamero y Karla Reyes, quienes me hicieron apreciar y fomentar mi interés en el campo de la investigación.

Quiero expresar mi más profundo agradecimiento a todos los involucrados en el desarrollo de este proyecto. Agradezco a Mateo Amaya por su asistencia con la impresión de elementos 3D, y al personal de la veterinaria Pet's Planet, cuya colaboración fue esencial para el desarrollo del proyecto, en particular a los doctores César Machado y Ángela Buezo. Su cooperación y constante disposición fueron pilares fundamentales para este trabajo. Extiendo mi más sincero agradecimiento por su valioso aporte y compromiso. También quiero expresar mi agradecimiento a Isis Cristel, quien inició el proyecto y siempre estuvo disponible para responder mis preguntas y brindarme su apoyo. También quiero expresar mi gratitud a todos los dueños que permitieron que sus mascotas formaran parte del proyecto.

Por último, pero no menos importante, me gustaría agradecer a mi padre y madre por su constante apoyo y por recordarme que todo saldría bien, incluso cuando yo dudaba de mí mismo. Su apoyo y constancia durante este proyecto y a lo largo de toda mi vida académica son profundamente valorados y apreciados.

EPÍGRAFE

"La ciencia nunca resuelve un problema sin crear otros diez más"

~ George Bernard Shaw

RESUMEN EJECUTIVO

Con el enfoque en el desarrollo de una tecnología de monitorización para caninos, se ha optimizado un prototipo de dispositivo wearable para monitorizar la frecuencia cardíaca en perros. Abordando las limitaciones de un prototipo previo que presentaba interferencias en la lectura de señales ECG debido al uso de electrodos adhesivos con el pelaje, carecía de conectividad inalámbrica y tenía un diseño poco ergonómico. Siguiendo una metodología basada en el modelo en V, se realizaron ensayos clínicos en 10 perros para cada prototipo (existente y optimizado), comparando las mediciones con métodos tradicionales como auscultación, electrocardiograma y monitores con módulos de BPM. También se realizaron comparativas entre señales registradas por prototipo y encuestas al personal médico para la validación del prototipo por etapa. El prototipo optimizado incorporó electrodos impresos en 3D de PLA conductivo, un nuevo código en Arduino IDE que ofrece una alternativa para el conteo de picos R y realizar el cálculo de FC y habilita la comunicación inalámbrica BLE, y un diseño en forma de cinturón ajustable para mayor comodidad. Los resultados mostraron una mejora significativa en la precisión del prototipo optimizado, con una disminución del margen de error del 14.71%. Los electrodos impresos en 3D demostraron ser funcionales, aunque se identificó la necesidad de mejorar su sensibilidad, evidenciado por la poca variabilidad en las señales. La comunicación inalámbrica BLE funcionó correctamente, permitiendo visualizar los datos de FC en tiempo real. Y las encuestas validaron un avance significativo comparado a la versión previa. El prototipo optimizado representa un avance en el desarrollo de una tecnología de monitoreo no invasivo para perros, con potencial aplicación clínica.

Palabras Clave: frecuencia cardíaca, optimización, perros, prototipo

ABSTRACT

With the focus on the development of a monitoring technology for dogs, a prototype of wearable device for monitoring heart rate in dogs has been optimized. Addressing the limitations of a previous prototype that presented interference in reading ECG signals due to the use of adhesive electrodes with fur, lacked wireless connectivity and had an unergonomic design. Following a methodology based on the V model, clinical trials were conducted on 10 dogs for each prototype (existing and optimized), comparing the measurements with traditional methods such as auscultation, electrocardiogram and monitors with BPM modules. Comparisons were also conducted between prototype signals and surveys of medical personnel for phase-by-phase prototype validation. The optimized prototype incorporated 3D printed electrodes of conductive PLA, a new code in Arduino IDE that offers an alternative for R peak detection and performing HR calculation and enables BLE wireless communication, and an adjustable belt-shaped design for greater convenience. The results showed a significant improvement in the accuracy of the optimized prototype, with a decrease in the error margin of 14.71%. The 3D-printed electrodes proved to be functional, although the need to improve their sensitivity was identified, evidenced by the low variability in the signals. The BLE wireless communication worked properly, allowing the viewing of HR data in real time. And the surveys validated a significant advance compared to the previous version. The optimized prototype represents progress made in the development of a non-invasive monitoring technology for dogs, with potential clinical application.

Key-words: dogs, heart rate, prototype, optimization

ÍNDICE DE CONTENIDO

I.	INTRODUCCIÓN	3
II.	ESTADO DEL ARTE	5
2.1.	ANTECEDENTES	5
2.1.1	ENFERMEDADES CARDÍACAS CANINAS	5
2.1.2	TECNOLOGÍAS NO INVASIVAS DE MONITORIZACIÓN EN PERROS	7
2.1.2.1	Electrocardiografía	7
2.1.2.2	Electrocardiografía + IMU	12
2.1.2.3	Fotopletismografía	24
2.1.2.4	Efecto Piezorresistivo	25
2.1.2.5	Tecnología de Radar.....	26
2.1.3	PRUEBAS REALIZADAS EN PERROS	27
2.2.	PROBLEMÁTICA	30
2.3.	IMAGEN INTEGRADORA	32
2.4.	CUADRO DE LIMITACIONES	34
III.	OBJETIVOS	36
3.1.	OBJETIVO GENERAL	36
3.2.	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	36
IV.	METODOLOGÍA	37
4.1.	ENFOQUE	37
4.2.	VARIABLES	38
4.3.	TÉCNICAS E INSTRUMENTOS	40
4.3.1.	TÉCNICAS Y HERRAMIENTAS DEL PROTOTIPO EXISTENTE	40
4.3.2.	TÉCNICAS Y HERRAMIENTAS DEL PROTOTIPO OPTIMIZADO.....	41
4.3.2.1	MATLAB.....	41
4.3.2.2	Arduino IDE	41
4.3.2.3	Aplicación nRF Connect.....	41
4.3.2.4	Componentes Electrónicos en Prototipo	42
4.3.2.5	Solidworks	42

4.3.2.6	Impresión 3D.....	42
4.3.2.7	Diseño y Ensamblado de Wearable	42
4.4.	METODOLOGÍA DE ESTUDIO	42
4.4.1.	REQUISITOS.....	43
4.4.1.1.	Identificación de Limitantes de Prototipo Existente	43
4.4.1.2.	Pruebas de Aceptación	43
4.4.2	SISTEMAS	43
4.4.2.1.	Diseño de Arquitectura y Módulos	44
4.4.2.2.	Ensayos Clínicos.....	44
4.4.3	SUBSISTEMA	44
4.4.3.1.	Incorporación e Integración.....	44
4.4.3.2.	Pruebas de Integración.....	45
4.4.4	DESARROLLO	45
4.4.4.1.	Programación.....	45
4.4.4.2.	Pruebas de Unidad	45
4.5.	METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN	46
4.5.1.	ENSAYOS CLÍNICOS	46
4.5.2.	CONTRASTE CON MÉTODOS TRADICIONALES.....	47
4.5.3.	EVALUACIÓN CON EXPERTOS	47
4.5.4.	ANTECEDENTES Y COMPARACIÓN CON ESTUDIOS ANTERIORES	47
4.6.	CRONOGRAMA.....	48
4.7.	OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES	49
4.8.	MATRIZ METODOLÓGICA	51
V.	RESULTADOS	53
5.1.	DEFINICIÓN DE P.E. Y P.O.	53
5.1.1	PROTOTIPO EXISTENTE.....	53
5.1.2	PROTOTIPO OPTIMIZADO	55
5.1.2.1	Electrodos Impresos 3D.....	56
5.1.2.2	IoT y Código	58
5.1.2.3	Diseño	59
5.2.	AMBIENTE DE PRUEBAS DE ENSAYOS CLÍNICOS.....	60

5.3. SUJETOS DE PRUEBA PARA ENSAYOS CLÍNICOS	61
5.3.1 PROTOTIPO EXISTENTE.....	61
5.3.1.1 Caracterización de los Pacientes	65
5.3.2 PROTOTIPO OPTIMIZADO	66
5.3.2.1 Caracterización de los Pacientes	71
5.4. CÓDIGO DE BUENAS PRACTICAS	72
5.5. REGISTRO DE SEÑALES	74
5.5.1 PROTOTIPO EXISTENTE.....	76
5.5.2 PROTOTIPO OPTIMIZADO	85
5.6. COMPARACIÓN DE MEDICIONES CON MÉTODOS TRADICIONALES	94
5.6.1 PROTOTIPO EXISTENTE.....	95
5.6.2 PROTOTIPO OPTIMIZADO	97
5.7. ENCUESTAS DE VALIDACIÓN POR PARTE DEL PERSONAL VETERINARIO	99
5.7.1 PROTOTIPO EXISTENTE.....	99
5.7.2 PROTOTIPO OPTIMIZADO	100
VI. DISCUSIÓN	101
6.1. COMPARATIVA DE MÁRGENES DE ERROR	101
6.2. VALIDACIÓN DE ELECTRODOS IMPRESOS EN 3D	102
6.3. PROGRAMACIÓN UTILIZADA E INCORPORACIÓN IOT	103
6.4. DISEÑO WEARABLE	107
6.5. PRESUPUESTO DE ELABORACIÓN	108
6.6. APORTES Y SIGNIFICADOS	110
6.7. LIMITACIONES	111
6.8. FUTURO DE LA INVESTIGACIÓN	112
VII. CONCLUSIONES	113
7.1. CONCLUSIÓN GENERAL	113
7.2. CONCLUSIONES PARCIALES	113
VIII. RECOMENDACIONES	115
IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	117
ANEXOS	122

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1: Imagen Integradora	33
Ilustración 2: Representación de Variables	39
Ilustración 3: Modelo en V	46
Ilustración 4: Diagrama de Funcionamiento de P.E.	54
Ilustración 5:Diagrama de Funcionamiento de P.O.	55
Ilustración 6: Dimensiones y Diseño de Electrodo Impresos en 3D	56
Ilustración 7: Diseño de Carcasa Frontal	60
Ilustración 8: Señal ECG de Canino Saludable	75
Ilustración 9: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 1 P.E.	76
Ilustración 10: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 1 P.E.	76
Ilustración 11: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 2 P.E.	77
Ilustración 12: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 2 P.E.	77
Ilustración 13: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 3 P.E.	78
Ilustración 14: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 3 P.E.	78
Ilustración 15: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 4 P.E.	79
Ilustración 16: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 4 P.E.	79
Ilustración 17: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 5 P.E.	80
Ilustración 18: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 5 P.E.	80
Ilustración 19: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 6 P.E.	80
Ilustración 20: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 6 P.E.	81
Ilustración 21: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 7 P.E.	81
Ilustración 22: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 7 P.E.	81
Ilustración 23: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 8 P.E.	82
Ilustración 24: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 8 P.E.	82
Ilustración 25: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 9 P.E.	83
Ilustración 26: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 9 P.E.	83
Ilustración 27: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 10 P.E.	84
Ilustración 28: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 10 P.E.	84
Ilustración 29: Demostración Funcionamiento de P.O.	86
Ilustración 30: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 1 P.O.	87
Ilustración 31: I Derivación ECG-Sujeto de Prueba 2 P.E.	87
Ilustración 32: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 2 P.O.	88
Ilustración 33:Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 3 P.O.	89
Ilustración 34: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 4 P.O.	89
Ilustración 35: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 5 P.O.	90
Ilustración 36: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 6 P.O.	91
Ilustración 37: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 7 P.O.	91
Ilustración 38: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 8 P.O.	92
Ilustración 39: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 9 P.O.	92
Ilustración 40: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 10 P.O.	93
Ilustración 41: Electrodo Impresos en 3D-Sin Contacto con Sujeto	102
Ilustración 42: Electrodo Impresos en 3D-En Contacto con Sujeto	102

Ilustración 43: Código de P.O. con Electrodo Adhesivos	105
Ilustración 44: Código de P.O. con Electrodo Impreso en 3D	106
Ilustración 45: Ejemplo Consentimiento Informado (Pág. 1)	132
Ilustración 46: Ejemplo Consentimiento Informado (Pág. 2)	133
Ilustración 47: Acuerdo de Confidencialidad (Pág. 1)	134
Ilustración 48: Acuerdo de Confidencialidad (Pág. 2)	135
Ilustración 49: Electrocardiograma de Sujeto de Prueba #2 P.E.	136
Ilustración 50: Electrocardiograma de Sujeto de Prueba #3 P.E.	137
Ilustración 51: Electrocardiograma de Sujeto de Prueba #4 P.E.	138
Ilustración 52: Medición por Método Tradicional #1-Auscultación	140
Ilustración 53: Medición por Método Tradicional #2-ECG	141
Ilustración 54: Medición por Método Tradicional #3.1- Monitor con Oximetría de Pulso 142	
Ilustración 55: Medición por Método Tradicional #3.2-Monitor con Medidor de Presión 143	
Ilustración 56: Sujeto de Prueba #1 P.E.	144
Ilustración 57: Sujeto de Prueba #2 P.E.	145
Ilustración 58: Sujeto de Prueba #3 P.E.	146
Ilustración 59: Sujeto de Prueba #4 P.E.	147
Ilustración 60: Sujeto de Prueba #5 P.E.	148
Ilustración 61: Sujeto de Prueba #6 P.E.	149
Ilustración 62: Sujeto de Prueba #7 P.E.	150
Ilustración 63: Sujeto de Prueba #8 P.E.	151
Ilustración 64: Sujeto de Prueba #9 P.E.	152
Ilustración 65: Sujeto de Prueba #10 P.E.	153
Ilustración 66: Sujeto de Prueba #1 P.O.	154
Ilustración 67: Sujeto de Prueba #2 P.O.	155
Ilustración 68: Sujeto de Prueba #3 P.O.	156
Ilustración 69: Sujeto de Prueba #4 P.O.	157
Ilustración 70: Sujeto de Prueba #5 P.O.	158
Ilustración 71: Sujeto de Prueba #6 P.O.	159
Ilustración 72: Sujeto de Prueba #7 P.O.	160
Ilustración 73: Sujeto de Prueba #8 P.O.	161
Ilustración 74: Sujeto de Prueba #9 P.O.	162
Ilustración 75: Sujeto de Prueba #10 P.O.	163
Ilustración 76: Diseño de Electrodo en SolidWorks	164
Ilustración 77: Data Sheet Material PLA Conductivo Proto-Pasta	165
Ilustración 78: Interfaz Conectividad BLE Aplicación nRF Connect-Registro de FC	166
Ilustración 79: P.O. Disponible para Conectar por BLE	167
Ilustración 80: Interfaz Arduino IDE - Serial Monitor/Serail Plotter	168
Ilustración 81: Prototipo Optimizado Completo	169

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Tecnologías basadas en Electrocardiografía	11
Tabla 2: Tecnologías basadas en Electrocardiografía con IMU o IMU Exclusivamente	20
Tabla 3: Electrodo de ECG Usados en la Literatura	22
Tabla 4: Pruebas en Caninos para Validación de Tecnología de Monitorización	28
Tabla 5: Cuadro de Limitaciones	34
Tabla 6: Metodología de la Investigación	38
Tabla 7: Cronograma	48
Tabla 8: Operacionalización de las Variables	49
Tabla 9: Matriz Metodológica	51
Tabla 10: Especificaciones Técnicas de Material Conductivo para Electrodo	57
Tabla 11: Recopilación de Datos de Sujetos de Prueba-P. E	63
Tabla 12:Recopilación de Datos de Sujetos de Prueba-P. O	68
Tabla 13: Lista de Verificación para el Bienestar Animal y Buenas Prácticas en Perros durante Ensayos Clínicos	73
Tabla 14: Mediciones de FC con P.E. y Métodos Tradicionales (en BPM)	96
Tabla 15: Mediciones de FC con P.O. y Métodos Tradicionales (en BPM)	98
Tabla 16: Presupuesto de Elaboración de P.O.	109
Tabla 17: Instrumentos de Medición para Métodos Tradicionales	139

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1: Código en MATLAB para P.E.	122
Anexo 2: Algoritmo de Pan-Tompkins	124
Anexo 3: Código en ARDUINO IDE para P.O.	128
Anexo 4: Documentación	132
Anexo 5 : Herramientas de Medición	136
Anexo 6: Sujetos de Prueba	144
Anexo 7: Componentes de Prototipo Optimizado	164

LISTA DE SIGLAS

ANF	Adaptive Notch Filter
ECG	Electrocardiograma
FC	Frecuencia Cardíaca
BPM	Beats per Minute
GCG	Girocardiografía
ICC	Insuficiencia Cardíaca Congestiva
IMU	Inertial Measurement Unit
IOT	Internet of Things
MCG	Mecanocardiografía
PLA	Polylactic Acid
SCG	Sismocardiografía
UWB	Ultra-Wide Band
VFC	Variabilidad de Frecuencia Cardíaca
WHRSS	Wireless Heart Rate Sensor System
P. E.	Prototipo Existente
P. O.	Prototipo Optimizado
BLE	Bluetooth Low Energy
TPU	Thermoplastic Polyurethane

GLOSARIO

1. **Cardiopatía:** Enfermedad del corazón. (ASALE & RAE, 2024a)
2. **Electrocardiografía:** Parte de la medicina que estudia la obtención e interpretación de los electrocardiogramas. (ASALE & RAE, 2024b)
3. **Electrodo:** Extremo de un conductor en contacto con un medio, al que transmite o del que recibe una corriente eléctrica. (ASALE & RAE, 2024c)
4. **Ensayos Clínicos:** Es el examen o sondeo de una sustancia, un procedimiento o un dispositivo para determinar si su utilización resulta segura y si su aplicación permite alcanzar los resultados deseados. (Definición.DE, 2023)
5. **Frecuencia Cardíaca:** Numero de pulsaciones (latidos del corazón) por unidad de tiempo. Esta frecuencia suele expresarse en pulsaciones por minuto. (Definición.DE, 2022)
6. **Optimización:** Acción y efecto de optimizar. Sin.: mejora. (ASALE & RAE, 2024d)
7. **Parámetro:** Dato o factor que se toma como necesario para analizar o valorar una situación. (ASALE & RAE, 2024e)
8. **Sensor:** Dispositivo que detecta una determinada acción externa, temperatura, presión, etc. y la transmite adecuadamente. (ASALE & RAE, 2024f)
9. **Variabilidad de Frecuencia Cardíaca:** La medida de las variaciones latido a latido de la frecuencia cardíaca. Mide la constancia del tiempo entre un latido y otro. (Vida Potencial, 2018)
10. **Wearable:** Dispositivo electrónico que se usa en el cuerpo humano y que interactúa con otros aparatos para transmitir o recoger algún tipo de datos. (Armetrics, 2020)

I. INTRODUCCIÓN

El bienestar de la salud de las mascotas, como los perros, es una preocupación creciente en la sociedad actual. Las enfermedades cardíacas, prevalentes en aproximadamente el 10% de los perros que asisten a consultas veterinarias, especialmente en aquellos de edad avanzada (Atkins et al., 2009; Rush, 2002), representan una preocupación significativa para los dueños de mascotas. La detección temprana y el seguimiento adecuado de estas condiciones son cruciales para garantizar un pronóstico favorable.

La demanda de métodos de monitoreo cardíaco accesibles y no invasivos ha aumentado debido a dicha preocupación de los propietarios por la salud de sus mascotas y a los costos asociados con los dispositivos médicos veterinarios convencionales. Aunque estos dispositivos ofrecen una alta precisión, su uso frecuente puede ser económicamente costoso, lo que subraya la necesidad de desarrollar alternativas viables para el monitoreo continuo de la salud cardíaca canina (Lahdenoja et al., 2019).

En este contexto, el presente proyecto de investigación se centrará en la optimización de un prototipo de dispositivo wearable existente para la monitorización de la frecuencia cardíaca en perros. Este proyecto, aún en fase de prototipado, busca desarrollar una solución no invasiva y eficaz para el seguimiento de la salud cardíaca canina, con especial énfasis en aquellos animales que padecen insuficiencia cardíaca congestiva (ICC).

Se espera que los resultados de esta investigación contribuyan al desarrollo de una tecnología de monitoreo de la salud animal, proporcionando una herramienta valiosa para la detección temprana y el manejo de enfermedades cardíacas en perros. El desarrollo de un dispositivo wearable preciso, fiable y cómodo para los animales tiene el potencial de mejorar significativamente su calidad de vida y bienestar, a la vez que facilita el trabajo de los profesionales veterinarios en el diagnóstico y tratamiento de estas condiciones.

El presente informe de investigación se estructurará en ocho capítulos que abarcan desde la revisión de la literatura relevante hasta la presentación de resultados, discusión y conclusiones. El capítulo II presentará una revisión detallada de investigaciones previas sobre enfermedades

cardíacas caninas, tecnologías de monitoreo no invasivo y estudios relacionados. Los objetivos del proyecto, tanto generales como específicos, se definirán en el capítulo III. La metodología de investigación se detallará en el capítulo IV. Los resultados de los ensayos clínicos y la evaluación del prototipo se presentarán en el capítulo V, seguidos de una discusión de los hallazgos, limitaciones y futuras direcciones de investigación en el capítulo VI. Finalmente, se presentarán las conclusiones y recomendaciones del estudio en los capítulos VII y VIII, respectivamente.

II. ESTADO DEL ARTE

A continuación, se describen los antecedentes que contextualizan patologías comunes en perros, principios de operación de dispositivos para monitorización no invasiva y la validación de funcionamiento de estos a través de ensayos clínicos, al igual que la problemática que sustenta la necesidad de los dispositivos wearable y la optimización del prototipo elaborado, la imagen integradora y cuadro de limitantes.

2.1. ANTECEDENTES

La salud de las mascotas es una temática de creciente interés que potencia el desarrollo de dispositivos para su monitorización. El enfoque wearable siendo de los más comerciales y populares en la actualidad. La forma en que operan dichos dispositivos es variada, con una diversidad de principios de operación, recolección de datos y procesamiento de señales. Buscando ser una forma para llevar seguimiento de la salud y bienestar de las mascotas.

2.1.1 ENFERMEDADES CARDÍACAS CANINAS

Los problemas cardíacos en perros, en particular la insuficiencia cardíaca congestiva (ICC), representan un problema de salud importante que requiere un monitoreo atento y constante durante todo el transcurso de la afección. En las mascotas domésticas pequeñas, las cardiopatías representan alrededor del 10.0 % de todas las enfermedades no transmisibles, según Shumakov et al. (2019) en su investigación "**Clinical-laboratory Manifestations of Myocarditis in Dogs**". Y afirma que cada año hay un aumento de enfermedades cardiovasculares entre los perros.

A menudo, el término enfermedad cardíaca se utiliza como sinónimo de patología cardíaca, haciendo referencia a cambios degenerativos mixomatosos de la válvula mitral. La enfermedad cardíaca, dependiendo de su naturaleza, tasa de progresión y edad y condición del animal, puede o no conducir a la insuficiencia cardíaca congestiva, afirma Keene et al., (2019) en el estudio "**ACVIM consensus guidelines for the diagnosis and treatment of myxomatous mitral valve disease in dogs**". Establece que el término "insuficiencia cardíaca" se refiere a los signos clínicos causados por la disfunción cardíaca. Es decir, no es una enfermedad específica sino

más bien el resultado de enfermedades cardíacas que pueden afectar uno o ambos lados del corazón.

Tomando en cuenta esto, la ICC se considera como un síndrome clínico encontrado comúnmente en animales pequeños, como perros y gatos. Se caracteriza por la acumulación de líquido como consecuencia de una enfermedad cardíaca grave, provocando un deterioro crónico y limitando la capacidad del corazón en bombear sangre de forma eficaz, como lo establece Hezzell (2020) en el estudio "**Monitoring congestive heart failure**". A menudo, en casos severos se ha mostrado una frecuencia respiratoria de 60-72 respiraciones por minuto y una frecuencia cardíaca de 133-198 latidos por minuto (Shumakov et al., 2019). Las consecuencias clínicas, tanto de la ICC como de su tratamiento médico, pueden tener un impacto significativo en el bienestar del animal (Hezzell, 2020).

El seguimiento cuidadoso de la ICC canina es crucial, ya que, con una supervisión y un manejo adecuado, los perros con ICC pueden seguir teniendo una calidad de vida satisfactoria durante meses o incluso años después del diagnóstico (Hezzell, 2020). Dentro de los parámetros y evaluaciones que se monitorean constantemente en perros con ICC destaca la frecuencia respiratoria durante el sueño, pruebas de sangre, marcadores cardíacos, mediciones de la presión arterial, electrocardiografía, radiografía, ecocardiografía y ultrasonido pulmonar. Estos parámetros ayudan a optimizar el bienestar del animal asegurando que la ICC se mantenga controlada y permite minimizar los efectos adversos del tratamiento (Hezzell, 2020).

El diagnóstico, la evaluación continua y el tratamiento de la ICC en perros han evolucionado significativamente en las últimas décadas, reflejando avances en cardiología veterinaria y un énfasis creciente en enfoques basados en evidencia para las pautas de tratamiento (Keene et al., 2019). Tomando en cuenta el contexto de la importancia de la monitorización de parámetros en perros con ICC, se ha desarrollado un interés en el desarrollo de tecnologías no invasivas para la medición de estos, en especial la frecuencia cardíaca, respiratoria y ECG. Ya que el control de los signos vitales y la atención veterinaria periódica son esenciales para mejorar el pronóstico y la calidad de vida de los perros con ICC (Hezzell, 2020).

2.1.2 TECNOLOGÍAS NO INVASIVAS DE MONITORIZACIÓN EN PERROS

Los avances en las tecnologías descritas a través de la literatura destacan el desarrollo de prototipos y dispositivos no invasivos capaces de medir parámetros relevantes a la salud de los perros. Como lo es la medición de frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, actividad cardíaca o patrones de actividad. Teniendo un auge el desarrollo de dispositivos “wearables”, existe una variedad con principios de operación aplicable en la monitorización de perros con ICC. Dentro de los tipos de funcionamiento de los sensores que se emplean en estas tecnologías se destaca la electrocardiografía (ECG), electrocardiografía con unidades de medición inercial (IMU), unidades de medición inercial por si solas, fotopleletismografía, efecto piezorresistivo y a base de radar (Doppler y UWB).

2.1.2.1 *Electrocardiografía*

Las ondas de ECG son esenciales para evaluar la salud de seres vivos. Dentro del contexto de la monitorización en perros, estos son indispensables para el diagnóstico de cardiopatías, calcular la frecuencia cardíaca (FC), variabilidad de frecuencia cardíaca (VFC), entre otros (Ohno et al., 2022; Vezzosi et al., 2019). Existiendo así un interés en el desarrollo de dispositivos que incorporen módulos dedicados al registro de este parámetro.

Según un estudio en Japón, elaborado por Ohno (2022) y otros colaboradores titulado **“Electrocardiogram Measurement and Emotion Estimation of Working Dogs”** se trabajó en el desarrollo de un sistema de telemetría “wearable” para perros (ver Tabla 1), diseñado para medir señales de ECG para obtener la frecuencia cardíaca y variabilidad de esta para estimar el estado emocional del perro durante momentos de ejercicio (Ohno et al., 2022).

El sistema está compuesto por una prenda, con una parte interior y exterior. La parte interior es similar a una camiseta elástica diseñada para perros, en la cual se encuentran fijados electrodos blandos desechables (Vitrode M; Nihon Kohden) en una configuración de derivación M-X (ver Tabla 3). Se utilizan bandas elásticas y esponjas para mantener los electrodos en contacto con la piel del perro. Asimismo, se colocó algodón humedecido con solución salina y una pequeña cantidad de gel de ECG en las superficies de contacto del electrodo desechable y en el pecho del perro para reducir la impedancia (Ohno et al., 2022).

La parte exterior de la prenda está desarrollada para registrar las señales de ECG del perro. Alberga los sensores y un microcomputador Raspberry Pi 2 modelo B para el almacenamiento y transmisión de datos. Los datos de las señales de ECG se almacenan localmente y se transmiten a servidores en la nube a través de una red de telefonía móvil. Esto permite monitorear en tiempo real la frecuencia cardíaca de perros activos, agregando la funcionalidad del Internet de las Cosas (IoT por sus siglas en inglés) (Ohno et al., 2022).

A través de este sistema propuesto, se pudo medir >97% de los latidos del corazón en perros que hacían ejercicio (Ohno et al., 2022). Dicha investigación presenta un modelo del prototipo similar al ya elaborado; sin embargo, la tecnología que utiliza y la forma en que registra la señal varían. Aun así, presenta una pauta similar al flujo de funcionamiento que el prototipo final debe de tener, componentes electrónicos que se podrían incorporar y recomendaciones en tipos de electrodos y cómo incorporarlos al dispositivo. Al igual que presenta la base de cómo procesar el parámetro principal que se busca registrar con el prototipo ya elaborado, siendo la frecuencia cardíaca.

Otra investigación en Italia, dirigido por Vezzosi (2019) titulada "**Home Monitoring of Heart Rate and Heart Rhythm with a Smartphone-based ECG in Dogs**" optó por un enfoque en la aplicabilidad y viabilidad de utilizar teléfonos inteligentes como medio para la medición de FC a través de registros de ECG (Vezzosi et al., 2019). El estudio tenía un enfoque en la monitorización domiciliar donde los dueños de las mascotas realizaban los registros de ECG utilizando un teléfono inteligente (ver Tabla 1), los cuales eran enviados digitalmente para su interpretación (Vezzosi et al., 2019). Se buscaba evaluar si los dueños de perros podían registrar eficazmente los trazados de ECG utilizando el dispositivo, la calidad de estos para su interpretación de FC, y la satisfacción de los dueños con la tecnología (Vezzosi et al., 2019).

La tecnología utilizada en el estudio fue un dispositivo de ECG bipolar de una sola derivación (AliveCor Veterinary Heart Monitor, AliveCor) junto con su interfaz de software (AliveECG Vet, AliveCor). El dispositivo se utilizó en conjunto con los modelos iPhone 4S o 5S. Se instruyó a los dueños para que colocaran el dispositivo sobre el área precordial izquierda del perro. Para una mejor lectura de las señales, en perros de pelo corto, los dueños colocaron una pequeña cantidad de alcohol o agua en la zona precordial izquierda para obtener una señal de

ECG de buena calidad. En perros de pelo largo, se colocó una pequeña cantidad de alcohol y luego se afeitó el área precordial izquierda. Posterior a esto, los trazados de ECG se enviaron luego por correo electrónico a un veterinario para su interpretación remota (Vezzosi et al., 2019).

La tecnología de ECG de teléfono inteligente utilizada en este estudio representa una herramienta simple y confiable para el diagnóstico, manejo y monitoreo en el hogar a largo plazo de perros con arritmias. Los resultados demostraron que la mayoría de los dueños pudieron registrar trazados de ECG adecuados y enviarlos para su interpretación, lo que sugiere que esta tecnología podría ser una herramienta útil en el manejo de perros con alteraciones del ritmo cardíaco de forma remota (Vezzosi et al., 2019). El enfoque del dispositivo en la investigación es distinto al del prototipo elaborado; sin embargo, es útil como referencia de qué tecnología se utiliza para medir las ondas de ECG. Asimismo, presenta una guía de elementos como IoT que se le pueden incorporar al dispositivo y cómo mejorar el registro de la señal en los perros.

También se destaca un estudio realizado en India, por Khatate (2018) y su equipo titulado **“Wearable Smart Health Monitoring System for Animals”** que presenta el desarrollo conceptual de un sistema portátil de monitoreo inteligente de la salud para animales. Este sistema se fundamenta en el empleo de sensores que pueden ser colocados en el cuerpo del animal para obtener diversos parámetros fisiológicos, tales como temperatura corporal, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, electrocardiograma y presión arterial (ver Tabla 1). Con la finalidad de aumentar la innovación y la eficacia en el cuidado sanitario de los animales a través de este dispositivo. (Khatate et al., 2018).

Este sistema emplea múltiples módulos de sensores para monitorizar la salud del animal. Entre estos módulos se encuentra el sensor de temperatura (DS18B20), el cual mide la temperatura corporal central del animal, pudiendo indicar posibles problemas de salud si la temperatura se encuentra fuera del rango normal. También se incluye el módulo de sensor de frecuencia respiratoria (Sensor Flex), que detecta la frecuencia respiratoria del animal mediante la diferencia de presión causada por la contracción y expansión de los pulmones y la cavidad torácica.

Asimismo, se emplea un módulo de presión arterial (Método Oscilométrico) para medir la presión arterial del animal utilizando un manguito oscilométrico colocado alrededor de una extremidad distal. Además, se utiliza un módulo de ECG y FC, que registra la actividad eléctrica del corazón mediante una configuración de tres electrodos Ag-AgCl, determinando la tasa, el ritmo y la conductividad del corazón. La FC se calcula utilizando un algoritmo (Khatate et al., 2018).

El sistema utiliza la tecnología IoT para recoger datos de los sensores y transferirlos por internet. Esto permite que el médico veterinario y el dueño accedan a los datos en cualquier momento, facilitando el tratamiento primario del animal. El sistema está diseñado para ser fácil de usar, lo que lo hace accesible para la persona común. Se puede utilizar en casa o en centros veterinarios, proporcionando una herramienta valiosa para monitorear la salud de los animales (Khatate et al., 2018). Dicho prototipo descrito en la investigación sirve como una base esencial del prototipo ya elaborado. Tomando un enfoque solo en el módulo de ECG y FC, se puede extraer la tecnología que utilizaron y adaptarla al prototipo elaborado. Asimismo, se toma como referencia cómo implementar el IoT propuesto por el dispositivo.

En la literatura también se destaca una investigación en los Estados Unidos por el investigador ponente Foster (2018) titulado **“3D-Printed Electrocardiogram Electrodes for Heart Rate Detection in Canines”**, la cual consiste en el desarrollo de una tecnología para la medición de señales de ECG con aplicación directa para uso veterinario. Se basa en el diseño y fabricación de electrodos conductores impresos en 3D para medir la FC y la variabilidad de esta en animales (ver Tabla 1) (Foster et al., 2018). Se buscó que el diseño de estos electrodos fuera reutilizable, robusto, confiable, cómodo y de bajo costo.

Se abordaron y compararon dos métodos de diseño diferentes. El primer diseño consiste en la impresión 3D de un electrodo flexible con un material aislante, el recubrimiento manual con grafeno y la unión manual de un conector macho metálico. El segundo enfoque de diseño intentó imprimir directamente en 3D un electrodo rígido de ácido poliláctico (PLA por sus siglas en inglés) totalmente conductor, con infusión de grafeno con conectores macho impresos directamente como parte del electrodo (ver Tabla 3). Ambos diseños presentan una forma novedosa de obtener electrodos de ECG para animales con pelaje (Foster et al., 2018).

Se logró afirmar que los electrodos conductores rígidos impresos en 3D, dotados de conectores a presión incorporados, cumplen con las especificaciones requeridas para servir como electrodos de ECG “wearables” para el análisis de la señal de frecuencia cardíaca en perros. Son reutilizables, mecánicamente resistentes y no necesitan que se afeite el pelaje (Foster et al., 2018).

Además, se constató que los electrodos mostraban una notable resistencia a los agentes químicos de limpieza habitualmente empleados en entornos veterinarios y poseían propiedades electroquímicas similares con los electrodos adhesivos comerciales. Este hallazgo subraya su utilidad y viabilidad como alternativa para la medición de la frecuencia cardíaca y su aplicación en caninos (Foster et al., 2018). La descripción del desarrollo de los electrodos sirve para tomarlo en consideración para su implementación en el prototipo existente. Siendo estos una opción para abordar la impedancia causada por el pelaje, su construcción en 3D y compatibilidad con sistemas wearables representa una opción viable para su adaptación al prototipo elaborado y mejorar el registro de las ondas ECG.

Tabla 1: Tecnologías basadas en Electrocardiografía

Tecnología	Autores	Tipo de Sensor/Medición	Parámetros Registrados
Sistema de Telemetría “Wearable” para Perros	Ohno et al.	Electrodos blandos desechables (Vitrode M; Nihon Kohden)	Ondas ECG, Frecuencia Cardíaca, Variabilidad de Frecuencia Cardíaca
Teléfono Inteligente con ECG	Vezzosi et al.	ECG bipolar de una sola derivación (AliveCor Veterinary Heart Monitor, AliveCor)	Ondas ECG, Frecuencia Cardíaca
Sistema “Wearable” de Monitoreo Inteligente de la Salud para Animales	Khatate et al.	Sensor DS18B20 Sensor Flex Método Oscilométrico Electrodos Ag-AgCl	Temperatura Frecuencia Respiratoria Presión Arterial Ondas ECG, Frecuencia Cardíaca
Pechera con Electrodo 3D	Foster et al.	Electrodos conductores totalmente impresos en 3D basados en PLA con infusión de grafeno	Ondas ECG, Frecuencia Cardíaca, Variabilidad de Frecuencia Cardíaca

Fuente: Elaboración propia.

2.1.2.2 Electrocardiografía + IMU

La electrocardiografía por sí sola proporciona información relevante respecto a la salud de los perros. Sin embargo, en ciertos casos la incorporación de módulos complementarios como las IMU proporcionan una vista más global de la salud de la mascota. Los datos que se pueden extraer de estos permiten realizar mediciones de movimiento corporal, la FC, la VFC, la frecuencia respiratoria, mecanocardiografía, entre otros (Foster et al., 2021). Dado su amplio rango de aplicaciones, la utilidad de su integración en dispositivos es directamente proporcional. La inclusión de IMU ha sido destacada como un tema relevante en la literatura.

Conforme a una investigación realizada en Estados Unidos por Foster (2019) y sus colaboradores titulado "**Preliminary Evaluation of a Wearable Sensor System for Assessment of Heart Rate, Heart Rate Variability, and Activity Level in Working Dogs**" se evaluó la funcionalidad de un sistema de monitoreo de fisiología canina portátil (ver Tabla 2) (Foster et al., 2019). El wearable consiste de un arnés de cuero, en el cual se utilizan electrodos impresos en 3D basados en PLA rígido infundido con grafeno (ver Tabla 3). A través de esto, logra superar las limitaciones prácticas de los sistemas Holter convencionales, como la necesidad de afeitar el pelaje y la incomodidad causada por los electrodos adhesivos.

Se incorpora también un sistema de microcomputadora Raspberry Pi Model B. Para permitir la grabación de ECG, se integra un amplificador de ECG personalizado en el módulo del Raspberry Pi. El sistema también incluye una IMU, el cual asistió a medir el movimiento del perro y al combinarse con el amplificador de ECG, sirve como complemento en registrar la FC. (Foster et al., 2019). El software utilizado recopila de forma inalámbrica los datos de FC y de la IMU a través del estándar IEEE 802.11 (Wi-Fi) y muestra los datos submuestreados en la interfaz gráfica de usuario en tiempo real. Los datos se procesan utilizando un procedimiento automatizado en el programa de MATLAB (Foster et al., 2019).

A través del sistema presentado se logró diseñar un dispositivo capaz de registrar la FC, la VFC y el nivel de actividad a través del análisis de datos recopilados. Asimismo, los resultados in vivo preliminares demostraron la viabilidad del sistema para rastrear el rendimiento y bienestar de los perros de trabajo hasta velocidades de caminata de 5-10 km/h (Foster et al., 2019). Dicho

dispositivo cumple una orientación paralela a la del prototipo existente, reforzando la viabilidad de implementar electrodos en 3D, el uso complementario de IMU para registros de parámetros fisiológicos y métodos para lograr una integración inalámbrica para la visualización de parámetros. De igual forma, la investigación provee consideraciones importantes que se deben incorporar en algoritmos para la detección de FC en perros.

Complementario al enfoque de la integración de electrocardiografía con IMU, se destaca otra investigación en Estados Unidos por Foster (2020) junto a otros investigadores titulada **“Preliminary Evaluation of a Wearable Sensor System for Heart Rate Assessment in Guide Dog Puppies”** que discute un estudio realizado en dos fases para desarrollar y evaluar un sistema inalámbrico de detección de la frecuencia cardíaca (ver Tabla 2) para cachorros en entrenamiento y perros guía. Un sistema compuesto por un arnés con un circuito de electrocardiografía incorporado, una unidad de medición inercial y una microcomputadora con capacidad inalámbrica. Teniendo la investigación un enfoque en el diseño ergonómico y la evaluación del sistema en cachorros (Foster et al., 2020).

Durante la primera etapa de la investigación, se creó un sistema de sensores de frecuencia cardíaca portátil (WHRSS, por sus siglas en inglés), que fusiona datos de ECG de 3 derivaciones con mediciones inerciales de 3 grados de libertad. Este sistema empleó electrodos personalizados de forma de peine con 6 pines, insertados en una correa de tela elástica ajustable en el pecho del perro (ver Tabla 3). Además, se integraron un circuito de ECG AD8233 (Analog Devices, Inc.) y una unidad de medición inercial LSM 303 (ST Microelectronics N.V.) (Foster et al., 2020).

Dichos componentes electrónicos se encontraban conectados a una microcomputadora BeagleBone Black (BeagleBoard.org, Oakland, MI), que sirvió como agregador de datos del sensor y los transmitió utilizando un enlace de comunicación inalámbrica basado en el estándar IEEE 802.11N para Wi-Fi. También cabe recalcar que se utilizó un sistema Holter comercial de grado clínico (Trillium 5000, Forest Medical, East Syracuse, NY) para la evaluación comparativa y la validación de los datos registrados por el WHRSS (Foster et al., 2020).

En la segunda fase del estudio hubo una reconfiguración y rediseño del WHRSS. Con base en la retroalimentación posterior a la fase 1 se buscó reducir la carga útil y mejorar la comodidad

de los perros. El WHRSS rediseñado empleaba un hardware similar al de la fase 1, contaba con un ECG de 3 derivaciones, pero ahora con una IMU de 9 grados de libertad. En este sistema se rediseñaron los electrodos a unos impresos en 3D con PLA infundido con grafeno (ver Tabla 3), buscando aumentar el área de superficie y reducir los puntos de presión en la piel. Este lograba penetrar el pelaje del perro y proporcionar una mayor estabilidad y comodidad.

Asimismo, la IMU se actualizó a LSM9DS0 (ST Microelectronics N.V.), que incluye lecturas de magnetómetro. Este se utilizó para medir datos de movimiento, permitió correlacionar los datos de FC con los niveles de actividad, clasificando los comportamientos como dinámicos (caminar) o estáticos (sentado o de pie). Se incorporó el uso de una Raspberry Pi Zero Wireless, una microcomputadora liviana que permitió reducir el espacio y el peso del sistema. Complementario a esto, el sistema cuenta ahora con un módulo Wi-Fi integrado que mejora la fiabilidad de la transferencia de datos (Foster et al., 2020).

Las fases de este estudio se pueden definir como el desarrollo del dispositivo y la optimización y validación a través de ensayos clínicos, respectivamente. Comparando las mejoras logradas del sistema de la fase 1 a la 2, se destaca cómo el diseño de un sistema más pequeño con electrodos de ECG impresos en 3D tuvo una tasa de cobertura mejorada del 70.1% al 86.7%. También, el peso del nuevo WHRSS se redujo en aproximadamente un 60% y transfirió datos de forma fiable a través del módulo Wi-Fi (Foster et al., 2020).

El estudio mencionado posee una metodología y dirección similar al proyecto de investigación que se está desarrollando. Siendo este un seguimiento a un prototipo existente, se puede comparar la similitud en el flujo de trabajo que se debe seguir con el estudio previamente mencionado. Sirviendo, así como una guía en cómo orientar el proyecto, que se espera lograr y como representarlo. Asimismo, el estudio refuerza la relevancia y ventajas de incorporar electrodos impresos en 3D, componentes electrónicos que se pueden incorporar (tales como sensores y microprocesadores) y recomendaciones en cuanto al diseño y posicionamiento de un dispositivo wearable en perros.

Otro estudio que implementa una integración de distintos principios de operación, destacando el uso de ECG y IMU, para la monitorización de signos vitales en mascotas, resalta

una investigación en Estados Unidos por Brugarolas (2016) titulado "**Wearable Heart Rate Sensor Systems for Wireless Canine Health Monitoring**" en el cual se buscó desarrollar un sistema no invasivo que combine electrocardiografía, fotoplestismografía y unidades de medición inercial para el registro remoto y continuo de signos vitales en perros (ver Tabla 2).

En el estudio, con el objetivo de superar la impedancia ocasionada por el pelaje, se desarrollaron nuevas configuraciones de electrodos que no requerían afeitar al perro. Una de estas fue un electrodo puntiagudo de acero inoxidable de cuatro milímetros de espesor (ver Tabla 3) (Brugarolas et al., 2016).

El cual fue empleado previamente en otra investigación por Brugarolas (2014) en España titulado "**Wearable Wireless Biophotonic and Biopotential Sensor for Canine Health Monitoring**", que sirvió como base para el estudio previo ya que en este se desarrolló el sistema que sería optimizado posteriormente (ver Tabla 2). El cual refuerza el uso de estos electrodos, que son usados tradicionalmente en collares de entrenamiento de shock, que han demostrado ser útiles como electrodos pasivos de registros de ECG (Brugarolas et al., 2014). En el estudio se utilizaron unos comerciales (RFA-529), al cual se les incorporó una amortiguación de silicona adicional para favorecer la fijación y la comodidad.

El otro tipo de configuración fue un electrodo con base en una matriz en forma de peine con cuatro y diez pines de resorte de oro, similares a los usados en cascos de electroencefalografía. Eran de 1.07 mm de diámetro, 8 mm de altura y 0.51 μm de chapado en oro en una mini placa de circuito impreso para crear una matriz en forma de peine (ver Tabla 3). Con estas dimensiones se logra una fácil penetración a través del pelaje y el mecanismo de resorte ayudaría a mantener el contacto piel-electrodo en movimiento. Asimismo, al recubrirlo con un polímero conductor (3,4-etileno dioxitiofeno y estireno-sulfonato) se logra mejorar la propiedad eléctrica al aumentar la capacidad de almacenamiento de carga y disminución de la impedancia de la interfaz tejido-electrodo (Brugarolas et al., 2016).

Asimismo, se incorporó un módulo de fotoplestismografía al sistema de sensores con el fin de auto calibrar las mediciones de FC y VFC. Cuando el perro se encuentra en estado de reposo, la FC obtenida por este medio se puede correlacionar con las mediciones de ECG para validar la

precisión de la medición en sí. Se logró al utilizar un diodo emisor de luz que funciona a 850 nm para iluminar el tejido y un fotodetector monolítico comercial y un amplificador de transimpedancia (TSL12T) para detectar la luz modulada que sale del tejido (Brugarolas et al., 2016).

Al igual, como elemento complementario, es importante analizar el comportamiento del perro, ya que se correlaciona con su frecuencia cardíaca. Dicha información se puede obtener a través de clasificadores basados en aceleración lineal y angular que se obtienen por IMU. Específicamente, a través del uso de un acelerómetro de 3 ejes se logró la detección de comportamientos dinámicos y posturas estáticas (Brugarolas et al., 2016).

Estos módulos se encontraban conectados a una plataforma portátil BeagleBone Black integrada a un cinturón elástico ajustable situado alrededor del tórax del perro y detrás de las dos patas delanteras. A través del BeagleBone Black se logró el procesamiento de la información recuperada de los sensores y transmitirla de forma inalámbrica basado en el estándar IEEE 802.11 para Wi-Fi para su visualización. El estudio logró desarrollar un sistema capaz de monitorizar parámetros relevantes a la salud del perro. Asimismo, a través de la caracterización in vitro de los electrodos elaborados se validó su aplicabilidad y funcionalidad para fines veterinarios (Brugarolas et al., 2016).

Dicha investigación complementa alternativas ante formas en cómo medir FC. Principalmente, los electrodos descritos se presentan como formas viables para tratar la impedancia ocasionada por el pelaje y, al detallar cómo se elaboraron, se presenta una pauta que facilita su integración al prototipo existente. También la investigación detalla elementos electrónicos y cómo llevar a cabo una integración de IoT que permite esa comunicación inalámbrica que va conforme a los objetivos del proyecto de investigación.

Abordando un enfoque con mayor énfasis en el uso de sensores inerciales para medir parámetros como la frecuencia cardíaca y respiratoria, sobresale una investigación en Estados Unidos por Foster (2021) en colaboración con su equipo titulado "**Inertial Measurement Based Heart and Respiration Rate Estimation of Dogs During Sleep for Welfare Monitoring**". El estudio buscó desarrollar un sistema de collar inteligente basado en sensores IMU (ver Tabla 2)

para realizar un seguimiento de parámetros relevantes durante el sueño de los perros, que a su vez proporcionan información de su salud y bienestar (Foster et al., 2021).

El collar inteligente contaba con una IMU de 6 ejes (LSM9DS0 STM Microelectronics) y varios sensores ambientales y de comportamiento, conectado a una Raspberry Pi Zero con capacidad de transmisión inalámbrica. La IMU se utilizó para rastrear señales fisiológicas notables en el sueño y el estado de reposo de los perros, específicamente la FC y la frecuencia respiratoria. La extracción de dichos datos a través de la IMU se logró a través de algoritmos desarrollados por los investigadores (Foster et al., 2021).

A través de la IMU se logró evaluar la mecanocardiografía (MCG) de los perros (incluida la sismocardiografía (SCG) y la girocardiografía (GCG). Estudios han demostrado que la frecuencia cardíaca se puede extraer de las señales de la IMU tanto en humanos como en perros (Foster et al., 2021). Lo cual se logra midiendo los pequeños movimientos provocados por la contracción del corazón o de los pulsos arteriales a través de un acelerómetro colocado en el cuerpo. Sin embargo, este tipo de análisis es extremadamente sensible a los artefactos de movimiento. Por ende, el estudio realizó sus pruebas en perros en estado de reposo para minimizar los movimientos (Foster et al., 2021).

Además del collar inteligente, se utilizó un circuito integrado de extremo ECG comercial (AD8232 de Analog Devices) y un Vernier Go Direct ECG Sensor conectado a un Vernier Go Direct Respiration Belt para comparar y validar la precisión de los registros de la IMU al funcionar como el estándar de oro. También se utilizó un modelo de red neuronal profunda para predecir las señales de ECG a partir de los datos de la IMU, mejorando la precisión y el recuerdo de la estimación de la frecuencia cardíaca (Foster et al., 2021).

Con base en las señales IMU recopiladas, se logró estimar la FC con una exactitud media de 94.3%, al igual que la frecuencia respiratoria, y una precisión de 84.1%. Y la red neuronal profunda empleada para mejorar la precisión tuvo una precisión del 98.7% (Foster et al., 2021). Dicha investigación presenta una alternativa al enfoque de la extracción de datos para obtener la FC que sea distinta al ECG tradicional en perros. Asimismo, la metodología descrita en el estudio para validar la precisión del dispositivo se respalda al comparar los valores con una variable de

control. En este caso, la precisión de los datos obtenidos de la IMU se verifica a través de la comparación con un estándar de oro, elemento que se debe tener en cuenta al realizar los ensayos clínicos con el prototipo del proyecto de investigación.

Siguiendo un interés en la viabilidad y practicidad en el uso de la MCG para el registro de parámetros distinguidos en cardiopatías en perros, resalta una investigación en Finlandia organizado por Lahdenoja (2019) titulado "**Cardiac monitoring of dogs via smartphone mechanocardiography: a feasibility study**". Siendo un estudio de factibilidad sobre el uso de la MCG por smartphone (ver Tabla 2) para el monitoreo cardíaco de perros (Lahdenoja et al., 2019).

El estudio propone el uso de acelerómetros (y giroscopios) para el seguimiento de la FC en perros. Se considera una IMU de 6 ejes como modalidad de detección factible para el monitoreo de mascotas, debido a su naturaleza no invasiva y tolerancia potencial a factores como interferencias en contacto con el sensor por el pelaje y un bajo consumo de energía para un uso más prolongado. La IMU está integrada en la mayoría de los teléfonos inteligentes modernos, lo que la convierte en una herramienta conveniente para esta aplicación. Para validar la funcionalidad de esto, el estudio realizó pruebas en un ensayo clínico y mediciones realizadas desde casa (Lahdenoja et al., 2019).

En el ensayo clínico se utilizó un monitor Holter personalizado que integraba las mediciones de IMU de 6 ejes sincronizada (SCG de 3 ejes y GCG de 3 ejes) y ECG. Ya en las pruebas realizadas en casa, se buscaba comprobar si se podía obtener una mejor calidad de señal usando la IMU de los smartphones. Una de estas se realizó usando un teléfono inteligente de la serie Sony Xperia que usa el sistema operativo Android. Este no poseía la integración de un modelo ECG para usar como referencia. El dispositivo se sostenía en el lado lateral, mientras que el perro estaba en reposo de lado, boca abajo o de pie.

En otro caso se utilizó el sensor IMU incorporado del iPhone mientras se ejecutaba el ECG de AliveCor simultáneamente, de esta forma se permitía registrar y comparar las señales de ECG y las del IMU. La comparación entre los registros de las señales de la IMU y ECG sirven para validar su precisión, y proporcionan información relevante en su utilidad (Lahdenoja et al., 2019).

Tomando en consideración los resultados en el ensayo clínico, de las 18 realizadas, 10 fueron seleccionadas por su calidad para el análisis de la frecuencia cardíaca, con una desviación de 5 bpm o menos en comparación con el ECG. Enfocándose en los resultados de las mediciones realizadas desde casa, aproximadamente la mitad de las mediciones realizadas por los dueños mostraron una calidad de señal suficiente para la extracción de frecuencia cardíaca, a pesar de los artefactos de movimiento (Lahdenoja et al., 2019). La investigación fortifica la relevancia en el uso de unidades de medición inercial como una forma viable para la medición no invasiva de FC en perros. Asimismo, como el proyecto de investigación tiene un enfoque en el desarrollo de ensayos clínicos, dicha investigación presenta una pauta en componentes clave que se deben considerar.

Validando la utilidad de las IMU dentro del contexto de monitorización para salud en perros, se hace notar una investigación también de Finlandia por Kumpulainen (2018) y otros titulado "**Dog activity classification with movement sensor placed on the collar**". El cual basa su estudio en evaluar el rendimiento de un acelerómetro 3D colocado en un collar de perro (ver Tabla 2) para la clasificación de distintas actividades (de pie, sentado, acostado de pecho, caminando, trotando, galopando, olfateando) (Kumpulainen et al., 2018).

A través del uso de tres acelerómetros triaxiales, ActiGraph GT9X Link (ActiGraph LLC, Florida, EE. UU.) se extrajeron diversas características de las señales de series temporales de aceleración. La extracción de comportamientos a partir de los datos del acelerómetro también tiene el potencial de proporcionar un índice de bienestar y estado de salud del animal, por ejemplo, mediante la detección de comportamientos relacionados con el estrés y el dolor (Kumpulainen et al., 2018).

Se determinó que la precisión de clasificación más alta para los 7 comportamientos fue del 76%, lo que sugiere la posibilidad de mejorar la clasificación mediante la optimización de los algoritmos utilizados (Kumpulainen et al., 2018). Dicha investigación agrega un aporte complementario a qué parámetros se pueden tomar en cuenta en un dispositivo wearable enfocado en la salud de perros, tales como su actividad y movimientos. Aparte de agregar a la utilidad de la IMU y tecnologías que censan movimiento, se demuestra cómo su uso exclusivo tiene otros fines distintos a la MCG. Al ser una potencial forma para evaluar el comportamiento

de un canino, es un parámetro suplementario que permite generar una visión más completa de la salud de un perro.

Tabla 2: Tecnologías basadas en Electrocardiografía con IMU o IMU Exclusivamente

<i>Tecnología</i>	<i>Autores</i>	<i>Tipo de Sensor/Medición</i>	<i>Parámetros Registrados</i>
Arnés Canino Inalámbrico "Wearable"	Foster et al.	Electrodos Impresos en 3D basados en PLA Rígido Infundido con Grafeno	Ondas ECG, Frecuencia Cardíaca, Variabilidad de Frecuencia Cardíaca
		IMU	Nivel de Actividad
Arnés con Sistema Inalámbrico de Detección de Frecuencia Cardíaca	Foster et al.	Electrodos Personalizados en Forma de Peine de 6 Pines	Ondas ECG, Frecuencia Cardíaca, Variabilidad de Frecuencia Cardíaca
		IMU 6-Ejes: LSM 303 (ST Microelectronics N.V)	Datos de Movimiento
		Electrodos Impresos en 3D con PLA infundido con Grafeno	Ondas ECG, Frecuencia Cardíaca, Variabilidad de Frecuencia Cardíaca
Sistema de Sensores en Cinturón "Wearable" (Versión 2)	Brugarolas et al.	IMU 9-Ejes: LSM9DS0 (ST Microelectronics N.V), incluye lecturas de magnetómetros.	Datos de Movimiento
		Electrodo Puntiagudo de Acero Inoxidable (RFA-529)	Ondas ECG, Frecuencia Cardíaca, Variabilidad de Frecuencia Cardíaca
		Electrodo en Matriz en Forma de Peine con 4 y 10 pines de resortes de oro	Ondas ECG, Frecuencia Cardíaca, Variabilidad de Frecuencia Cardíaca
		Diodo Emisor de Luz (LED)	Frecuencia Cardíaca, Variabilidad de Frecuencia Cardíaca (calibración), Frecuencia Respiratoria
Sistema de Sensores en Cinturón "Wearable" (Versión 1)	Brugarolas et al.	IMU 3-Ejes	Comportamiento/Actividad Canina
		Electrodo Puntiagudo de Acero Inoxidable (RFA-529)	Ondas ECG, Frecuencia Cardíaca, Variabilidad de Frecuencia Cardíaca
		Diodo Emisor de Luz (LED)	Frecuencia Cardíaca, Variabilidad de Frecuencia Cardíaca (calibración), Frecuencia Respiratoria

Continuación de Tabla 2.

Tecnología	Autores	Tipo de Sensor/Medición	Parámetros Registrados
Collar Inteligente	Foster et al.	IMU 6-Ejes: LSM9DS0 (STM Microelectronics)	Actividad Cardíaca Mecánica (Mecanocardiografía), Frecuencia Cardíaca, Frecuencia Respiratoria, Ondas ECG (reconstruidas)
		Vernier Go Direct ECG Sensor	Ondas ECG, Frecuencia Cardíaca (usados para comparación)
		Vernier Go Direct Respiration Belt	Frecuencia Respiratoria (usado para comparación)
Holter Personalizado	Lahdenoja et al.	Sistema Holter	Ondas ECG, Frecuencia Cardíaca (usados para comparación)
		IMU 6-Ejes	Actividad Cardíaca Mecánica (Mecanocardiografía), Frecuencia Cardíaca
IMU en Teléfonos Inteligentes	Lahdenoja et al.	IMU de Sony XPeria	Actividad Cardíaca Mecánica (Mecanocardiografía), Frecuencia Cardíaca
		IMU de Iphone	Actividad Cardíaca Mecánica (Mecanocardiografía), Frecuencia Cardíaca
		AliveCor ECG	Ondas ECG, Frecuencia Cardíaca (usados para comparación)
Collar con Acelerómetro Incorporado	Kumpulainen et al.	Acelerómetro Triaxial: ActiGraph GT9X Link	Comportamiento/Actividad Canina

Fuente: Elaboración propia.

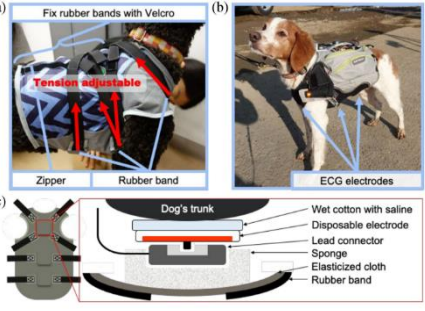

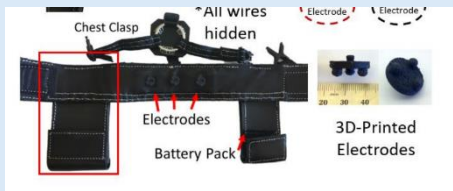
A través de la literatura, se ha observado un interés en la implementación de alternativas de electrodos de ECG para poder obtener una señal de ECG que supere la impedancia ocasionada por el pelaje en los caninos, como se observa en la Tabla 3.

Una de las principales formas, que se aplicó en tres investigaciones, fue mediante el desarrollo de electrodos impresos en 3D basados en PLA rígido infundido con grafeno. En dos estudios fue mediante el desarrollo de electrodos personalizados en forma de peine, que contaban con 4, 6 o 10 pines. Asimismo, se destaca el uso de electrodos puntiagudos de acero

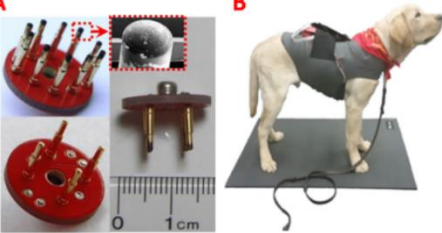
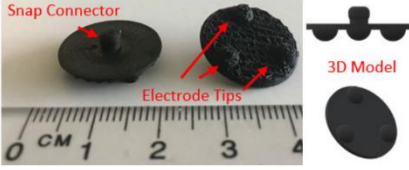
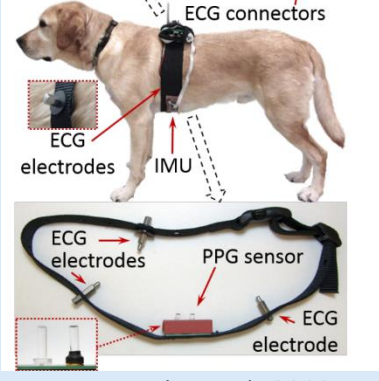
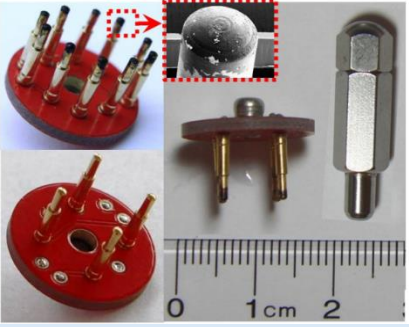
inoxidable de cuatro milímetros de espesor (RFA-529), los cuales resultaron útiles en dos estudios y constituyeron otro medio conductor para obtener una señal de ECG.

Los tipos de electrodos no convencionales en la literatura se presentan como alternativas que pueden elaborarse manualmente para poder incorporar al prototipo existente, todos ellos capaces de registrar señales y adaptarse a un prototipo tipo wearable de los dispositivos presentados en las investigaciones.

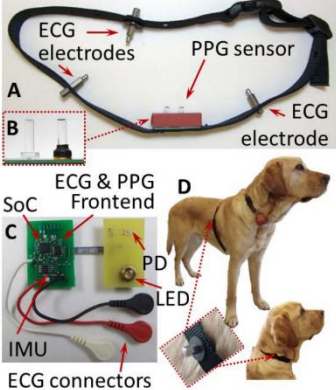
Tabla 3: Electrodo de ECG Usados en la Literatura

Estudio	Tipo de Electrodo	Imagen
<p>Electrocardiogram Measurement and Emotion Estimation of Working Dogs</p>	<p>Electrodos blandos desechables (Vitrode M; Nihon Kohden) en una configuración de derivación M-X.</p>	 <p>(Ohno et al., 2022)</p>
<p>3D-Printed Electrocardiogram Electrodes for Heart Rate Detection in Canines</p>	<p>Electrodos impresos en 3D basados en PLA rígido infundido con grafeno.</p>	 <p>(Foster et al., 2018)</p>
<p>Preliminary Evaluation of a Wearable Sensor System for Assessment of Heart Rate, Heart Rate Variability, and Activity Level in Working Dogs</p>	<p>Electrodos impresos en 3D basados en PLA rígido infundido con grafeno.</p>	 <p>(Foster et al., 2019)</p>

Continuación de Tabla 3.

<i>Estudio</i>	<i>Tipo de Electrodo</i>	<i>Imagen</i>
Preliminary Evaluation of a Wearable Sensor System for Heart Rate Assessment in Guide Dog Puppies-2020	Electrodos personalizados de forma de peine con 6 pines	 <p>(Foster et al., 2020)</p>
	Electrodos impresos en 3D basados en PLA rígido infundido con grafeno	 <p>(Foster et al., 2020)</p>
Wearable Heart Rate Sensor Systems for Wireless Canine Health Monitoring	Electrodo puntiagudo de acero inoxidable de 4 mm de espesor (RFA-529)	 <p>(Brugarolas et al., 2016)</p>
	Electrodo con base en una matriz en forma de peine con 4 y 10 pines de resorte de oro	 <p>(Brugarolas et al., 2016)</p>

Continuación de Tabla 3.

<i>Estudio</i>	<i>Tipo de Electrodo</i>	<i>Imagen</i>
Wearable Wireless Biophotonic and Biopotential Sensors for Canine Health Monitoring	Electrodo puntiagudo de acero inoxidable de 4 mm de espesor (RFA-529)	

(Brugarolas et al., 2014)

Fuente: Elaboración propia.

2.1.2.3 Fotopletismografía

Aparte del uso de ECG y IMU para la obtención de parámetros relacionados con la salud de perros, existen tecnologías que implementan la fotopletismografía como medio no invasivo para el registro de signos vitales (Lahdenoja et al., 2019). En la actualidad, para uso humano, este principio de medición predomina en dispositivos wearables como “smartwatches” (Yanmaz et al., 2022) o dispositivos médicos. Sin embargo, dentro del contexto para aplicación en animales, se realizó un estudio en Turquía por Yanmaz (2022) titulado “**Accuracy of Heart Rate Measurements of Three Smartwatch Models in Dogs**” en el cual se tenía el objetivo de evaluar la precisión de las mediciones de frecuencia cardíaca de 3 modelos de relojes inteligentes diseñados para uso humano pero aplicados en perros (Yanmaz et al., 2022).

Los relojes inteligentes usados en el estudio fueron el Garmin Fenix 5X plus (GF5Xp), el Samsung Gear S3 (SGS3) y el Polygold A-6 (PDA6), los cuales se colocaron aleatoriamente en la tibia de perros para recopilar los registros de FC cada 5 minutos durante 1 hora. Para validar la precisión de estos, se utilizó un monitor de paciente veterinario como método de referencia. Con base en los datos registrados, se desarrollaron análisis de sensibilidad y precisión del sensor receptor (Yanmaz et al., 2022).

Según los resultados, el GF5Xp y SGS3 tuvieron pendientes iguales a 1 y desviación estándar residual más cercana a 0 de acuerdo con lo registrado en el monitor de paciente

veterinario. Estableciendo que estos modelos pueden ser herramientas ideales para que los veterinarios controlen la frecuencia cardíaca de los perros sin necesidad de un dispositivo adicional. Este estudio presenta un principio de operación que podría incorporarse en el prototipo existente. Según lo establecido, esta podría ser una forma no invasiva y cómoda para registros continuos de frecuencia cardíaca en perros. Sirve como pauta para analizar otros tipos de sensores distintos a los de ECG y IMU que pueden usarse y que poseen evidencia que respalda su viabilidad en aplicaciones veterinarias.

2.1.2.4 Efecto Piezorresistivo

En muchos casos, los dispositivos médicos son diseñados para ser utilizados en humanos; sin embargo, el principio de operación con el cual opera puede tener distintas aplicaciones. Al existir similitudes biológicas y fisiológicas entre humanos y animales, a menudo ciertos equipos médicos son acondicionados para fines veterinarios. Una investigación en Vietnam y China encabezado por Quy (2019) titulado “**Wearable Device for Monitoring Heart Rate Based on Low-Cost Piezoresistive Sensor**” denota la innovación de un dispositivo wearable para la medición de frecuencia cardíaca a través de un sensor piezorresistivo (Quy et al., 2019). Dicho dispositivo deja abierto el campo de su aplicabilidad, el uso veterinario, siendo posiblemente uno de ellos.

En el estudio se desarrolló un dispositivo tipo reloj para la monitorización de la FC, con la intención de ser usado cómodamente en la muñeca. El dispositivo funciona a base de un sensor de alta sensibilidad, apropiado para mediciones de biopresión y biofuerza, elaborados por un compuesto de grafito/polidimetilsiloxano (Quy et al., 2019). Asimismo, estos sensores poseen características con potencial para futuras aplicaciones sanitarias, tales como una sensibilidad ultra alta de 64.3 kPa⁻¹, un tiempo de respuesta rápido inferior a 8 ms, un límite de detección bajo de 0.9 Pa, una durabilidad a largo plazo de 100000 ciclos y una alta estabilidad ambiental de 1 año (Quy et al., 2019).

El dispositivo representa un avance en la tecnología de monitoreo de salud, ofreciendo una solución accesible y eficiente para el seguimiento cardiovascular. Numerosos resultados experimentales verifican la precisión del dispositivo, validando la utilidad clínica de los sensores

piezorresistivos desarrollados (Quy et al., 2019). El estudio proporciona una distinta perspectiva en cómo registrar parámetros fisiológicos. A pesar de que su orientación va dirigida para su uso en humanos, la implementación del sensor podría tener aplicaciones veterinarias. Dejando así un espacio de investigación para validar su utilidad y posible integración al prototipo existente para medir frecuencia cardíaca en perros.

2.1.2.5 Tecnología de Radar

Reforzando el enfoque en describir tecnologías no invasivas que asistan en la monitorización de parámetros significativos a condiciones cardíacas en perros, se encuentra el uso de tecnologías de radar. Las cuales, debido a su enfoque de aplicación de sensores sin contacto en animales, han atraído un mayor interés en la investigación de este campo (Tazen et al., 2023).

Según una investigación en China por Wang (2020) y su equipo titulado “**Non-Contact Vital Signs Monitoring of Dog and Cat Using a UWB Radar**” se presentó un nuevo método sin contacto para monitorear la respiración y la frecuencia cardíaca de una mascota en tiempo real, utilizando un esquema basado en sensores de radar de banda ultraancha (UWB por sus siglas en inglés) (Wang et al., 2020).

El sistema es capaz de medir dichos parámetros sin tener que hacer contacto con la mascota y lo puede realizar a una distancia determinada. Para verificar el rendimiento del sistema y validar su precisión, se aplicó un electrocardiograma y sensor de presión de contacto para medir el objetivo simultáneamente. Asimismo, tomó en consideración la aplicación de filtros para eliminar ruidos del fondo. Los resultados experimentales mostraron que el radar podía medir eficazmente la respiración de perros y gatos, con una tasa de precisión superior al 95% (Wang et al., 2020). El estudio proporciona una herramienta innovadora para mejorar el bienestar animal y podría convertirse en una nueva opción para el monitoreo del sueño y la evaluación de la salud de las mascotas (Wang et al., 2020).

La investigación presenta una tecnología con un enfoque distinto al desarrollo de un equipo o wearable para ser usado en mascotas, ya que busca ser una alternativa ante el uso de técnicas de medición de contacto invasivas o peligrosas, como la anestesia, la depilación y los

implantes quirúrgicos. Sin embargo, al demostrar una tasa de precisión alta, la tecnología podría presentarse como una opción ante la medición de parámetros si es incorporado a un dispositivo wearable. El sistema demuestra ser inafectado por impedancia como el pelaje o distancias cortas, por lo cual su implementación a un rango más próximo con el canino podría ser explorada y aplicada al prototipo. En general, la investigación presenta un enfoque diferente, pero válido en técnicas no invasivas con potenciales de aplicabilidad en dispositivos wearables en mascotas.

Si se llegara a considerar este enfoque, se podría complementar por una investigación realizada en Japón por Tazen, Sasaoka y Okamoto (2023) titulado **“Non-Contact Heart Rate Measurement Based on Adaptive Notch Filter and Elimination of Respiration Harmonics”**, en el cual se propone un método innovador para la estimación de la frecuencia cardíaca utilizando un filtro adaptativo de muesca (ANF por sus siglas en inglés) y la eliminación de armónicos de la respiración en la señal de salida del radar Doppler. Es decir, según la investigación, se desarrolló un filtro que permite eliminar los armónicos y artefactos que degradan la precisión de la estimación de FC cuando se utiliza un método de radar Doppler para el registro de datos.

Los resultados experimentales demuestran que el método propuesto logra un rendimiento superior en comparación con varios métodos convencionales, estima la frecuencia cardíaca con precisión sin la influencia de armónicos de la respiración, artefactos de movimiento y ruido. Esta investigación introduce un componente que podría complementar el estudio previo de **“Non-Contact Vital Signs Monitoring of Dog and Cat Using a UWB Radar”** si se optara por un enfoque en la aplicación de adaptar un dispositivo con tecnología de radar. Esta adición ofrece mejoras significativas en la precisión de las lecturas de frecuencia cardíaca al mitigar la influencia de interferencias externas como ruidos y armónicos. Este enfoque proporciona una guía más completa sobre una posible estrategia para llevar a cabo el proyecto de investigación, demostrando la viabilidad y utilidad de la tecnología de radar en un dispositivo portátil.

2.1.3 PRUEBAS REALIZADAS EN PERROS

Un aspecto importante para validar el funcionamiento, utilidad y precisión de un dispositivo para fines en salud, incluyendo veterinaria, es a través de ensayos clínicos. A través de la literatura se observó que 10 artículos realizaron pruebas en animales para validar el desempeño

del dispositivo, variando el número de sujetos utilizados en cada estudio, desde pocos hasta un considerable número.

La distinción se basa en la fase en que se encontraba el estudio, algunos en etapas de diseño se realizaron solo para corroborar su precisión y funcionamiento tales como en los estudios **“Preliminary Evaluation of a Wearable Sensor System for Assessment of Heart Rate, Heart Rate Variability, and Activity Level in Working Dogs”** o **“Inertial Measurement Based Heart and Respiration Rate Estimation of Dogs During Sleep for Welfare Monitoring”**.

Mientras que otros aplicaban pruebas más controladas y con mayor número de sujetos para validar ya su implementación en el campo, como las investigaciones **“Home monitoring of heart rate and heart rhythm with a smartphone-based ECG in dogs”**, **“Preliminary Evaluation of a Wearable Sensor System for Heart Rate Assessment in Guide Dog Puppies”** o **“Cardiac monitoring of dogs via smartphone mechanocardiography: a feasibility study”**.

Según la Tabla 4, se denotan las investigaciones que realizaron pruebas en animales, la cantidad de sujetos de muestra, la raza, edades y condiciones de salud de los perros o su profesión o utilidad. La recopilación de dichos datos presentados en la tabla representa un aspecto crucial que formará parte del proyecto de investigación, la puesta en marcha de ensayos clínicos. Al saber cómo ciertos estudios lo implementaron, cuántos sujetos y cuáles tomaron como objeto de estudio, sirve como base para orientar cuáles podrían ser útiles al momento de validar la precisión del prototipo elaborado.

Tabla 4: Pruebas en Caninos para Validación de Tecnología de Monitorización

<i>Estudio</i>	<i>Cantidad</i>	<i>Raza</i>	<i>Edad</i>	<i>Condición/Utilidad</i>
Electrocardiogram Measurement and Emotion Estimation of Working Dogs	7	(2) Labrador	Indeterminado	(2) Perros de búsqueda y rescate (SAR)
Home monitoring of heart rate and heart rhythm with a smartphone-based ECG in dogs	33	Indeterminado	8.4±3.6 años	(27) Con cardiopatía estructural (4) Saludables (2) Con arritmias cardíacas sin cardiopatía estructural

Continuación de Tabla 4.

<i>Estudio</i>	<i>Cantidad</i>	<i>Raza</i>	<i>Edad</i>	<i>Condición/Utilidad</i>
Preliminary Evaluation of a Wearable Sensor System for Assessment of Heart Rate, Heart Rate Variability, and Activity Level in Working Dogs	2	Indeterminado	(1) 2 años (1) 6 años	(1) Saludable (1) Problemas Cardíacos
Preliminary Evaluation of a Wearable Sensor System for Heart Rate Assessment in Guide Dog Puppies	71	(1) Labrador Retriever (70) Indeterminado	(1) 12 semanas (1) 7.5 semanas	(1) Criado con un propósito específico (70) Cachorros para ser perro guía
Wearable Heart Rate Sensor Systems for Wireless Canine Health Monitoring	5	(1) Labrador (2) Raza Mixta (1) Galgo (1) Otterhound	2-11 años, media 6.2 años	Indeterminado
Wearable Wireless Biophotonic and Biopotential Sensors for Canine Health Monitoring	2	(1) Labrador Retriever (1) Raza Mixta	(1) 3 años (1) 11 años	Indeterminado
Inertial Measurement Based Heart and Respiration Rate Estimation of Dogs During Sleep for Welfare Monitoring	1	Labrador Retriever	8 años	Indeterminado
	32 (Ensayo Clínico)	(4) Whippets (19) Dóberman (9) Terranova	Indeterminado	Indeterminado
Cardiac monitoring of dogs via smartphone mechanocardiography: a feasibility study	16 (Medición en el Hogar)	(2) Terrier de trigo (1) Westie (1) Terrier escocés (4) Golden Retriever (1) Maltés (1) Raza mixta (2) Shih Tzu (1) Lapón Finlandés (1) Habanero (2) Beagle	2-14 años, media 6 años	(16) Mascotas

Continuación de Tabla 4.

Estudio	Cantidad	Raza	Edad	Condición/Utilidad
Dog activity classification with movement sensor placed on the collar	24	Kelpie Australiano, Beauceron, Pastor Belga, Pastor Belga Groenendael, Border Collie, Bouvier, Bouvier des Ardennes, Bull Terrier (Miniatura), Raza Mixta, Springer Spaniel Inglés, Lapón Finlandés, Perro Perdiguero de Pelo Plano, Pastor Alemán, Golden Retriever, Hovawart, Labrador Retriever, Lagotto Romagnolo, Lapponian Herder, Smooth Collie, Vizsla.	1.7-9.7 años, media 5.5 años	(24) Saludables
Accuracy of Heart Rate Measurements of Three Smartwatch Models in Dogs	15	Raza Mixta	2-3 años	Indeterminado
Non-Contact Vital Signs Monitoring of Dog and Cat Using a UWB Radar	4	Beagle	1-3 años	(4) Saludables
Non-Contact Heart Rate Measurement Based on Adaptive Notch Filter and Elimination of Respiration Harmonics	1	Beagle	13 años	Indeterminado

Fuente: Elaboración propia.

2.2. PROBLEMÁTICA

Aproximadamente el 10% de perros que acuden a consultas veterinarias padecen enfermedades cardíacas, siendo la enfermedad cardíaca valvular crónica una de las más comunes a nivel mundial, representando alrededor del 75% de casos (Atkins et al., 2009). Asimismo, la prevalencia de cardiopatías en perros aumenta drásticamente con la edad, ya que se descubre que más del 60% de los perros mayores tienen enfermedades cardíacas (Rush, 2002). La presencia

de estas cardiopatías en perros puede resultar en la incapacidad de satisfacer las necesidades metabólicas tisulares (Ramírez & Cruz, 2009). Causando así un deterioro crónico y limitando la capacidad del corazón en bombear sangre de forma eficaz, a lo cual dicho síndrome clínico se le conoce como insuficiencia cardíaca congestiva (ICC) (Hezzell, 2020).

El diagnóstico de la ICC se basa en una combinación de antecedentes, examen físico, pruebas de laboratorio e imagenología. Sin embargo, de los parámetros que más se monitorean se destaca el aumento de la frecuencia respiratoria y el esfuerzo, presencia de soplo cardíaco significativo, aumento de la frecuencia cardíaca y pérdida de arritmia sinusal (Atkins et al., 2009; Torres, L., 2024). Con perros que padecen de cardiopatías, especialmente aquellos con insuficiencia cardíaca congestiva, el monitoreo de estos signos vitales es de suma importancia. De esta forma se logra optimizar su bienestar, garantizando que la patología permanezca adecuadamente controlada y minimizando al mismo tiempo los posibles efectos adversos del tratamiento (Hezzell, 2020).

Este enfoque en la monitorización ha impulsado el estudio de nuevas formas de explorar la salud cardíaca de perros, principalmente debido al interés de los dueños en conocer mejor la salud de su mascota. A menudo, las posibilidades de acceder a esta información son muy limitadas fuera del ambiente clínico (Lahdenoja et al., 2019). En su mayoría, la monitorización precisa y constante de estos parámetros relevantes a la salud de perros que padecen de enfermedades cardíacas se lleva a cabo por dispositivos médicos veterinarios. Dicha monitorización es importante, ya que a menudo la percepción de la salud de una mascota de forma visual puede ser subjetiva o desapercibida por parte de los dueños. Sin embargo, las visitas a centros veterinarios y el uso de dichos equipos para su monitorización frecuente pueden ser costosos.

Tomando como ejemplo el contexto de centros veterinarios en San Pedro Sula, sustentado por una investigación realizada, a menudo estos ofrecen como alternativa el uso del ecocardiograma para medir frecuencia cardíaca ya que es más económico que un electrocardiograma. De igual forma, tanto de forma comercial como para uso médico, se ha destacado la innovación de wearables para monitorización de signos vitales en mascotas (Brugarolas et al., 2016). Validando así el creciente interés en el desarrollo de tecnologías

veterinarias que permitan una monitorización constante de los signos vitales relevantes en perros tales como la frecuencia cardíaca y ECG (Besteiros, M., 2019).

Para el proyecto de investigación se tomó en cuenta un prototipo existente. Este dispositivo está elaborado como una alternativa no invasiva de monitoreo de FC en perros con ICC. Sin embargo, durante su desarrollo, surgieron limitaciones y oportunidades de mejora, como problemas de lectura de señales por electrodos de gel, falta de integración de IoT para visualizar parámetros en tiempo real y emitir alarmas en eventos cardíacos, necesidad de más ensayos clínicos para validar su funcionalidad en perros con cardiopatías y comparar mediciones con una variable de control, diseño de un wearable ergonómico para uso prolongado y un enfoque exclusivo en FC. Dichas limitaciones ofrecen un punto de partida para optimizar el prototipo y su funcionalidad para su aplicación en perros, buscando alcanzar un producto final completo.

2.3. IMAGEN INTEGRADORA

La imagen integradora ilustra cómo el proyecto de investigación es un seguimiento a un prototipo existente. Definiendo las limitantes previas establecidas (V.1), se busca abordarlas para resultar en el desarrollo de la segunda versión de un prototipo (V.2) que cuente con una alternativa al uso de electrodos de ECG de gel para superar la impedancia ocasionada por el pelaje, un diseño más cómodo y ergonómico para su uso prolongado, integración de IoT para la visualización de parámetros en tiempo real de forma inalámbrica y realizar ensayos clínicos para validar la viabilidad del prototipo.

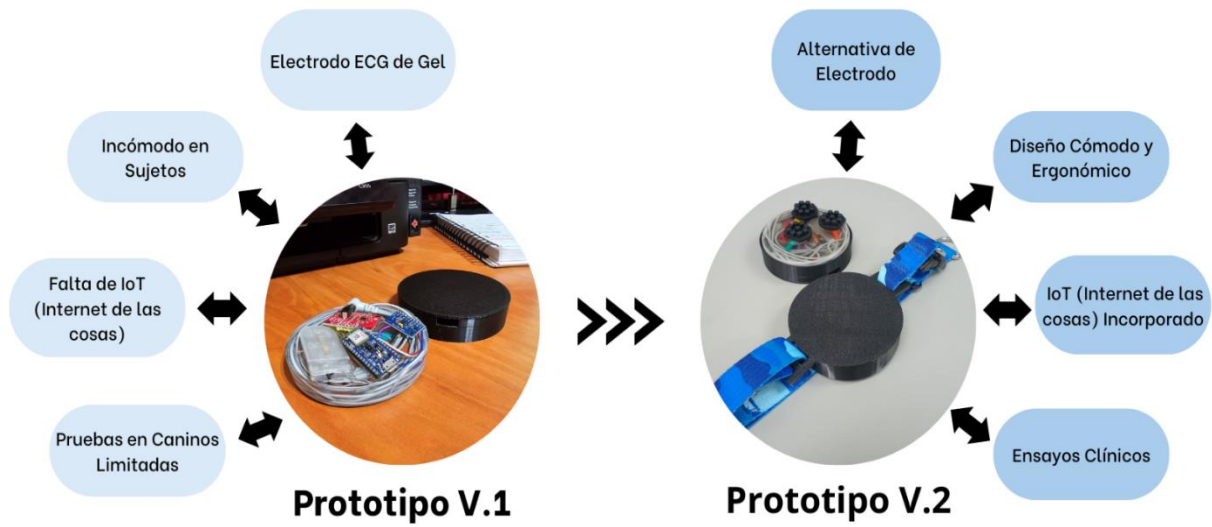


Ilustración 1: Imagen Integradora

Fuente: Elaboración propia.

2.4. CUADRO DE LIMITACIONES

Tabla 5: Cuadro de Limitaciones

Autores	Año	País	Enfoque	Tipo de Limitación	Detalle de Limitación
Kazunori Ohno et al.	2022	Japón	Experimental (desarrollo y evaluación preliminar)	Tamaño de Muestra Limitado	No se logra corroborar su validación clínica y no refleja la diversidad de perros en que se podría aplicar.
Tommaso Vezzosi et al.	2018	Italia	Prospectivo y multicéntrico (estudio de factibilidad)	Falta de Comparación con otros Métodos de Monitoreo	No se determinó variable de control para validar precisión.
Khatate, Savkar & Patil	2018	India	Descriptivo	Falta de Ensayos Clínicos	No se logró una validación clínica del sistema propuesto.
Marc Foster et al.	2018	Estados Unidos	Experimental (desarrollo y evaluación preliminar)	Proceso de Elaboración Complejo	Los materiales y procesos empleados en el desarrollo del electrodo no son fácilmente disponibles o accesibles.
Marc Foster et al.	2019	Estados Unidos	Experimental (desarrollo y evaluación preliminar)	Tamaño de Muestra Limitado	Solo se probó en 2 perros, lo que puede limitar la generalización de los resultados.
Marc Foster et al.	2020	Estados Unidos	Experimental (desarrollo y evaluación preliminar clínica)	Interferencias en Señal	Se delimita ruido durante las actividades dinámicas. Si el sujeto estaba incomodo, los datos no se usaban en el análisis.
Rita Brugarolas et al.	2016	Estados Unidos	Experimental (seguimiento, desarrollo y evaluación preliminar)	Intensidad Limitada de la Actividad	No se evaluó el rendimiento del sistema durante actividades de alta intensidad, solo en reposo.
Rita Brugarolas et al.	2014	España	Experimental (desarrollo y evaluación preliminar)	Tamaño de Muestra Limitado	Solo se probó en 2 perros, lo que puede limitar la generalización de los resultados.

Continuación de Tabla 5.

Autores	Año	País	Enfoque	Tipo de Limitación	Detalle de Limitación
Marc Foster et al.	2021	Estados Unidos	Experimental (desarrollo y evaluación preliminar)	Tamaño de Muestra Limitado	Solo se probó en 1 perro, lo que puede limitar la generalización de los resultados.
Olli Lahdenoja et al.	2019	Finlandia	Experimental (estudio de factibilidad)	Parámetros Limitados	No se consideró la estimación de la variabilidad de la frecuencia cardíaca, que podría ser un indicador potencial del bienestar de un perro.
Pekka Kumpulainen et al.	2018	Finlandia	Experimental (desarrollo y evaluación preliminar clínica)	Colocación del Sensor	Cambios en la orientación y posición del sensor en el collar pueden afectar la detección, especialmente en comportamientos estáticos.
Latif Emrah Yanmaz et al.	2022	Turquía	Experimental (evaluación preliminar clínica)	Parámetros Limitados	Se limita a la medición de FC y no evalúa otras funcionalidades de los smartwatches como temperatura, presión arterial, oxímetro de pulso o modalidades de ECG.
Vu Ngoc Quy et al.	2019	Vietnam & China	Experimental (desarrollo y evaluación preliminar)	Falta de Experimentación en Animales	Falta validación para aplicabilidad de los sensores para fines veterinarios, diseñado para humanos.
Pengfei Wang et al.	2020	China	Experimental (desarrollo y evaluación preliminar)	Diseño de Tecnología	No va orientado para una aplicación directa en el perro, si no a distancia.
Moushumi Tazen et al.	2023	Japón	Experimental (desarrollo y evaluación preliminar)	Diseño de Tecnología	No es un dispositivo como tal, complemento para sistema de radar Doppler para medición de FC en perros.

Fuente: Elaboración propia.

III. OBJETIVOS

3.1. OBJETIVO GENERAL

Optimizar un prototipo existente basado en el análisis de las características actuales mediante la integración de nuevos elementos, en términos de precisión y fiabilidad para las mediciones de frecuencia cardíaca en perros.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- 3.2.1 Realizar ensayos clínicos para evaluar la efectividad y utilidad del dispositivo, tanto del prototipo existente como del optimizado, en la monitorización de la frecuencia cardíaca en perros con condiciones cardíacas, comparándolo con métodos de medición convencionales en un entorno clínico controlado.
- 3.2.2 Evaluar distintas tecnologías y sensores utilizados para mejorar el dispositivo, con un enfoque en alternativas de sensores para medir FC e incorporación de IoT.
- 3.2.3 Explorar nuevas opciones de diseño y ergonomía del prototipo para garantizar la comodidad en los perros.

IV. METODOLOGÍA

A través de la metodología se busca describir las estrategias, procedimientos y técnicas implementadas para la realización del proyecto de investigación. Al igual que abordar el enfoque del proyecto, sus variables, las técnicas e instrumentos utilizados, la metodología de estudio y validación, el cronograma de actividades, la operacionalización de las variables y la matriz metodológica. Con el fin de proporcionar una visión global de la ejecución y elementos considerados para efectuar la optimización del prototipo existente.

4.1. ENFOQUE

La investigación posee un enfoque mixto, ya que involucra la recopilación y análisis de datos cuantitativos y cualitativos. Información como las mediciones de frecuencia cardíaca, sus gráficas, cálculos de precisión, comparativas numéricas entre prototipos constituyen la base de datos numéricos que se estarán abordando en el proyecto para validar la optimización del prototipo. Asimismo, elementos como el comportamiento de las mascotas durante las pruebas, percepciones de comodidad, opiniones recolectadas a través de encuestas del personal sustentan información cualitativa que contribuye a una comprensión más integral para el desarrollo del proyecto de investigación y cumplir con los objetivos planteados.

Al tratarse de una investigación de seguimiento para un prototipo existente, en el cual se altera en ciertos aspectos la versión previa, se puede determinar un alcance exploratorio y descriptivo. Principalmente, ya que se está buscando abordar y detallar formas en que se pueden tratar las limitantes del prototipo previo, basándose en implementar modificaciones técnicas y mejoras con base en la información cuantitativa/cualitativa del primer prototipo. Asimismo, al ser un estudio que depende bastante de pruebas técnicas como ensayos clínicos para validar su funcionalidad, se determina el diseño de la investigación como experimental.

Al momento de hacer los ensayos clínicos, se consideran pacientes perros de un centro veterinario de la región, estableciendo así el tipo de muestra como no probabilística, ya que se depende de los perros disponibles y las cantidades que el centro pueda disponer.

Tabla 6: Metodología de la Investigación

Enfoque de Investigación	Mixto
Alance de Investigación	Exploratorio y Descriptivo
Diseño de Investigación	Experimental
Tipo de Muestra	No Probabilística

Fuente: Elaboración propia.

4.2. VARIABLES

En un proyecto de investigación, las variables más predominantes que se deben definir son las variable dependiente, independiente y de control. La variable dependiente se entiende como aquella que se mide u observa, y se espera que cambie conforme a la manipulación de la variable independiente. La variable independiente es aquella que se manipula para observar un efecto en otra variable. Y la de control son aquellas constantes que funcionan como punto de referencia para comparar los resultados (Ricardo, R, 2020).

En la investigación presente, se puede determinar la efectividad del prototipo optimizado (en términos de precisión, confiabilidad, diseño y comodidad) como variable dependiente. Ya que su diseño y producto final dependerán de las modificaciones y alteraciones realizadas en su etapa de desarrollo. Las variables independientes que influyen en el prototipo final incluyen los sujetos de prueba, tecnología de medición que incorpora y IoT, materiales, entre otros. Todos estos que al cambiarlos tienen un efecto en el aspecto y funcionalidad del prototipo existente. Por último, como variable de control para validar una estabilidad en la funcionalidad del prototipo, se realizan ensayos clínicos en un ambiente controlado comparando las mediciones con un método estándar como auscultación manual o dispositivo veterinario para corroborar la precisión.

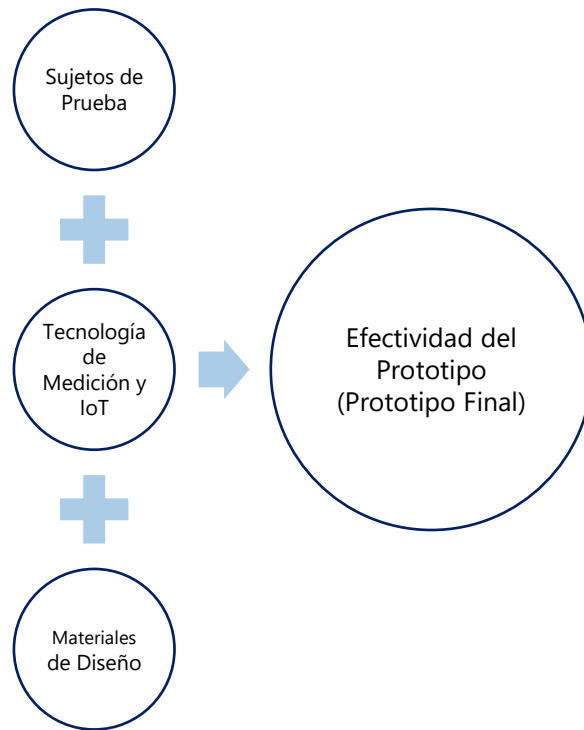


Ilustración 2: Representación de Variables

Fuente: Elaboración propia.

Con base a la ilustración 2, se ilustra la relación de las 3 variables independientes con la variable dependiente.

Variable Dependiente:

- Efectividad del prototipo optimizado: La variable que se busca medir y evaluar. Engloba aspectos como la precisión de las mediciones de FC, la confiabilidad del dispositivo, la comodidad para el perro y facilidad de uso para el usuario. Dicha efectividad es el resultado de las modificaciones y mejoras realizadas por el involucramiento de las variables independientes.

Variables Independientes:

- Sujetos de prueba (perros): Las características de los caninos utilizados en las pruebas, tales como raza, tamaño, edad, estado de salud, pueden influir en la precisión y comodidad del prototipo.

- Tecnología de medición y IoT: La elección de electrodos, en este caso los impresos en 3D de PLA conductivo, el código elaborado y el canal de comunicación inalámbrico permiten optimizar el prototipo e influir en su capacidades de precisión, fiabilidad y conectividad.
- Materiales de diseño: Los elementos utilizados en la construcción del prototipo, tales como el material de la carcasa y componentes wearable, pueden afectar la durabilidad, comodidad y estética general.

4.3. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS

En el desarrollo del proyecto de investigación se han utilizado técnicas e instrumentos para cada fase del prototipo, una siendo para el prototipo existente y otra para el prototipo optimizado. Sin embargo, la implementación de estas técnicas e instrumentos no ha sido excluyente, sino que se ha basado en una colaboración e integración complementaria de ambas para alcanzar el producto final. Las herramientas empleadas han proporcionado un medio para abordar y ejecutar las etapas del proyecto, conforme a los objetivos establecidos. No obstante, es importante reconocer que no representan la única opción para realizarlo. La elección de las técnicas e instrumentos ha sido estratégica y ha respondido a las necesidades específicas de las fases del prototipo.

4.3.1. TÉCNICAS Y HERRAMIENTAS DEL PROTOTIPO EXISTENTE

Se toman como punto de partida algunos de los elementos físicos (hardware), componentes electrónicos, programas, algoritmos y softwares usados previamente para darle seguimiento al prototipo. Los cuales conforman la base de la cual se puede optimizar y potenciar. De forma general, las técnicas y herramientas empleadas en el prototipo existente se pueden desglosar como uso del programa MATLAB, algoritmo Pan-Tompkins, software ThingSpeak, módulo electrónico de ECG, procesador Arduino, unidad de mediciones inerciales, ensamblado de componentes, impresión 3D y el moldeo para dejar un prototipo funcional listo para ser puesto a prueba.

4.3.2. TÉCNICAS Y HERRAMIENTAS DEL PROTOTIPO OPTIMIZADO

Tomando en cuenta el prototipo optimizado, se consideran elementos del prototipo ya elaborado, al igual que nuevos para poder ejecutar los objetivos planteados del proyecto de investigación.

4.3.2.1 *MATLAB*

Una plataforma de programación y cálculo numérico para fines ingenieriles y científicos para analizar datos, desarrollar algoritmos y crear modelos (MATLAB, 2024). La programación para el procesamiento de la señal se trabajó originalmente mediante dicho programa, especialmente como método alternativo para la medición de la señal. Del cual los principios y funciones básicas del código fueron usados para elaborar el nuevo código para el prototipo optimizado. Dicho software se usó meramente para fines comparativos y de validación internos del P.O.

4.3.2.2 *Arduino IDE*

Partiendo del enfoque e intención del código original en MATLAB y el uso del algoritmo de Pan-Tompkins, se desarrolló un nuevo código en Arduino IDE, programado en lenguaje C++. La elección de este programa se basó en la compatibilidad que posee el Arduino utilizado en el P.E. con el software para lograr la conexión inalámbrica a través de bluetooth. El trabajar de forma nativa en Arduino IDE se identificó como una estrategia eficiente para alcanzar uno de los objetivos específicos planteados del proyecto de investigación.

4.3.2.3 *Aplicación nRF Connect*

La aplicación se utiliza para conectar inalámbricamente por BLE el P.O. con un teléfono inteligente. A través de este medio, se logra observar numéricamente los valores de frecuencia cardíaca en tiempo real, de forma como notificación. El canal para comunicarse con el P.O. se habilita a partir del código elaborado en Arduino IDE.

4.3.2.4 Componentes Electrónicos en Prototipo

Se continuó usando el hardware ya elaborado, compuesto por los componentes ensamblados como el módulo ECG, procesador Arduino, IMU y jumpers. Estos, al estar fijados en un molde, se optó por conservar su diseño original e incorporarlo a un diseño wearable.

4.3.2.5 Solidworks

Software para diseño CAD 3D para modelar piezas y ensamblajes en 3D y planos en 2D ("SOLIDWORKS - Qué es y para qué sirve", 2024). Herramienta utilizada para el modelado y diseño de los 3 electrodos impresos en 3D que serán incorporados al prototipo, al igual que la nueva carcasa frontal.

4.3.2.6 Impresión 3D

Se realizó una impresión 3D de los electrodos a base de un material de filamento de PLA conductor. Tomando como referencia consideraciones de su proceso de elaboración y diseño de la investigación de Marc Foster et al. (2018) "**3D-Printed Electrocardiogram Electrodes for Heart Rate Detection in Canines**". De igual forma se realizó una impresión 3D de la carcasa frontal de un material de TPU, donde se realizaron extensiones a su diseño original para añadir el componente tipo cinturón.

4.3.2.7 Diseño y Ensamblado de Wearable

Se adaptaron los componentes, los electrodos, integración IoT, y la carcasa frontal nueva con el cinturón, ya elaborados a un accesorio tipo cinturón para perro. Buscando que el dispositivo permanezca en contacto directo de forma prolongada sin ocasionar incomodidad al canino.

4.4. METODOLOGÍA DE ESTUDIO

Se opta por seguir una metodología basada en el modelo en V. El cual se organiza en fases definidas que van desde el análisis de requisitos hasta la implementación y pruebas de integración, siguiendo un orden lógico y estructurado (Oyarzún, 2024). Este, al tener una forma en V, el lado izquierdo se compone por un énfasis en la definición de requisitos, diseño e ideación. Y el lado derecho se enfoca en pruebas, verificando que lo construido se alinee con las

definiciones iniciales. Asimismo, estas fases van conforme a niveles de requisitos, sistemas, subsistemas y desarrollo. Cabe recalcar que este, al ser un proyecto de seguimiento de un prototipo existente, la metodología de estudio se considera conforme al desarrollo de la versión optimizada (ver Ilustración 3).

4.4.1. REQUISITOS

A través de los requisitos se establece lo necesario para hacer funcionar el prototipo conforme a su intención. Basándose en un prototipo existente, los requisitos para su optimización van ligados con las limitantes que se presentaron previamente y su validación de cómo se abordaron se basan en las pruebas de aceptación.

4.4.1.1. Identificación de Limitantes de Prototipo Existente

El punto de partida para identificar los requisitos del prototipo optimizado se basa en las limitantes del primer prototipo. De las cuales se definieron optar por otro tipo de electrodo capaz de superar la impedancia eléctrica ocasionada por el pelaje, incorporar elementos de IoT para la visualización de parámetros en tiempo real y contar con un diseño más cómodo y ergonómico para uso prolongado en el canino. Se espera que el prototipo optimizado pueda afrontar y resolver estas limitantes.

4.4.1.2. Pruebas de Aceptación

A través de las pruebas ya realizadas con el prototipo final optimizado, se buscó determinar si existe una aceptación ante el concepto e implementación por parte de los veterinarios. Buscando validar desde su percepción el diseño, funcionalidad y rendimiento del prototipo para su uso en contextos veterinarios.

4.4.2 SISTEMAS

Se enfoca en la descripción de la arquitectura y sus módulos empleados, en la cual su precisión y eficiencia se corrobora a través de ensayos clínicos.

4.4.2.1. Diseño de Arquitectura y Módulos

Se toma como base los componentes electrónicos ya establecidos en el prototipo existente, como el principio de la programación utilizada para el procesamiento de señales y su lectura, el módulo de ECG y el procesador de Arduino. Sin embargo, como alternativa ante el uso de electrodos de gel adhesivos, se desarrollan electrodos impresos en 3D de PLA conductor como método de medición alternativo que puede incorporarse al prototipo. Asimismo, se consideran cambios que se deben hacer en la programación establecida para permitir la integración de IoT para poder visualizar parámetros en una aplicación y adición de componentes electrónicos si es necesario. También, se tiene presente conceptualmente el diseño general completo asimilando un tipo cinturón que permite contacto directo y no tan intrusivo para mayor comodidad en los perros.

4.4.2.2. Ensayos Clínicos

Las tecnologías y valores agregados al prototipo se validan a través de los ensayos clínicos realizados en los perros de un centro veterinario. La validación clínica se realiza al comparar las mediciones del prototipo con un método de referencia. Evaluando así la precisión, confiabilidad y usabilidad en condiciones reales.

4.4.3 SUBSISTEMA

Se detalla cómo está compuesto el prototipo optimizado y cómo se comprueba la funcionalidad intrínseca entre sus elementos.

4.4.3.1. Incorporación e Integración

Ya con los electrodos impresos en 3D desarrollados y el diseño de la carcasa final definida, se incorporan los elementos para tener el producto final en físico completado. Resultando en el dispositivo wearable en forma de cinturón ya listo desde un punto de vista preliminar. Se considera como el ensamblaje de todos los componentes involucrados para el funcionamiento adecuado del prototipo optimizado.

4.4.3.2. Pruebas de Integración

Para confirmar el funcionamiento y comunicación de estos elementos conectados entre sí, se llevan a cabo pruebas con la programación ya establecida para corroborar una medición preliminar que valide la integración exitosa de electrodos, programación y el diseño del dispositivo.

4.4.4 DESARROLLO

Especifica los cambios y modificaciones que realiza en la programación para llevar a cabo la integración de IoT, al igual que incluir valores agregados para optimizar el prototipo tomando como base la programación original.

4.4.4.1. Programación

Se trabajó en el programa de ARDUINO IDE, donde se realizaron modificaciones al código original, ya que se adaptó de un lenguaje de programación a otro, para habilitar un canal de conexión inalámbrico para la transferencia de datos de lo que registra el dispositivo a una aplicación para su visualización numérica y gráfica. Asimismo, se agregaron líneas de código para poder enviar los datos de FC a través de BLE a un teléfono inteligente a través de una aplicación.

4.4.4.2. Pruebas de Unidad

Para comprobar la funcionalidad de la programación, se realizaron pruebas individualizadas en un sujeto humano para verificar que no existieran errores en el código y se ejecutará exitosamente.

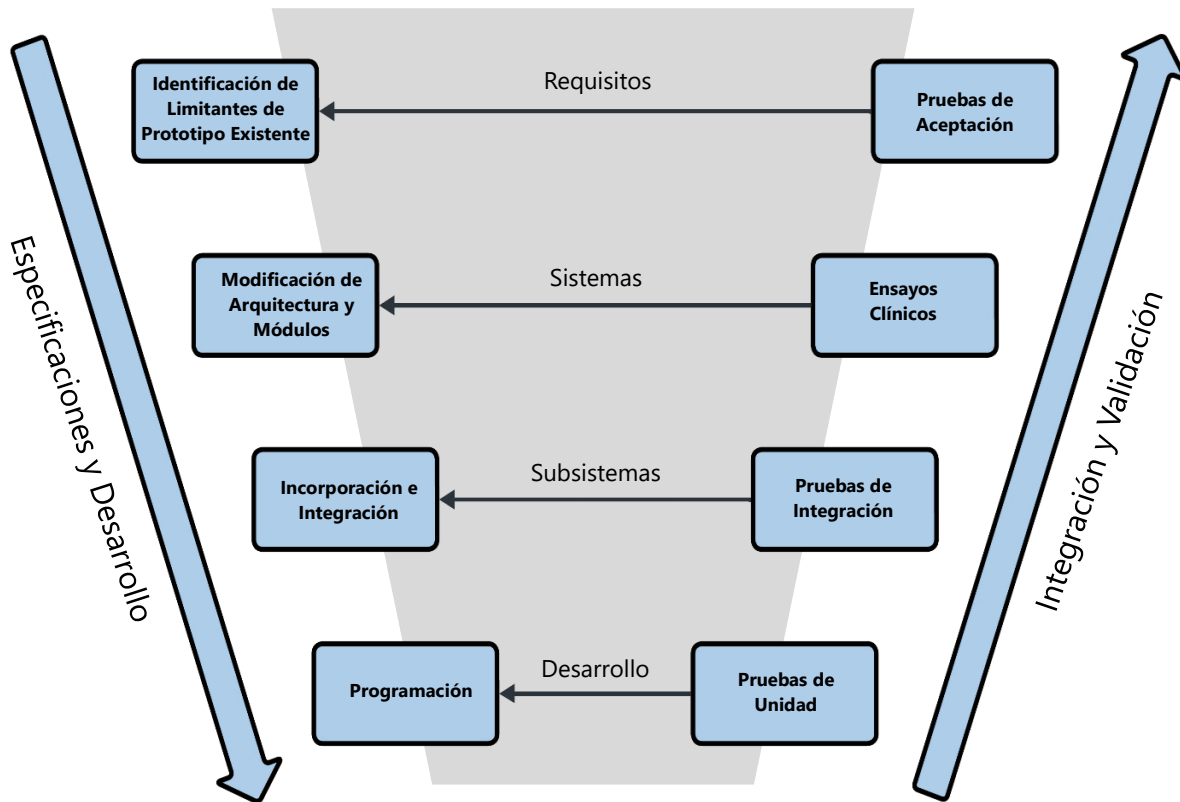


Ilustración 3: Modelo en V

Fuente: Elaboración propia.

4.5. METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN

Para verificar y corroborar científicamente las aportaciones y mediciones alcanzadas en el marco del proyecto de investigación, se han empleado los siguientes métodos.

4.5.1. ENSAYOS CLÍNICOS

Con el fin de comprobar la aplicabilidad del prototipo para fines veterinarios en perros, se realizaron pruebas, tanto del prototipo actual como del optimizado, para evaluar la precisión de las mediciones de frecuencia cardíaca. Se tomaron como sujetos de estudio los perros disponibles en el centro veterinario, considerando diferentes razas, tamaños y estados de salud. Se buscó

validar que el prototipo cumpla con las funcionalidades previstas, incluyendo también una facilidad de uso, la comodidad para los perros y la conectividad IoT para la transmisión de datos.

4.5.2. CONTRASTE CON MÉTODOS TRADICIONALES

Para evaluar la eficacia del prototipo, se lleva a cabo una comparación y contraste con métodos convencionales de medición de frecuencia cardíaca utilizados en centros veterinarios. Se analizan la auscultación mediante estetoscopio, el empleo de monitores con módulo de oxímetro de pulso o de presión y el uso de un electrocardiograma, todos ellos métodos comúnmente utilizados en la práctica. Se evalúa la precisión y el margen de error del prototipo en comparación con estos estándares.

4.5.3. EVALUACIÓN CON EXPERTOS

Mediante la interacción y colaboración con veterinarios en el centro veterinario, las pruebas de usabilidad permiten evaluar la intuición del diseño, la facilidad de uso del dispositivo y la satisfacción general con el prototipo desde la perspectiva de los expertos. A partir de estas pruebas, se puede recopilar valiosa retroalimentación sobre la utilidad, la efectividad y la aceptación del prototipo en el ámbito clínico.

4.5.4. ANTECEDENTES Y COMPARACIÓN CON ESTUDIOS ANTERIORES

Con base a los antecedentes de la literatura se puede establecer un marco de referencia respecto a que resultados se pueden obtener del proyecto de investigación. Con un énfasis en la efectividad y capacidades de medición de los electrodos impresos en 3D, al igual que rangos de valores esperados a través de la medición del dispositivo.

4.6. CRONOGRAMA

A través del cronograma se registra un orden cronológico y secuencial de las actividades realizadas para el desarrollo del proyecto de investigación, abarcando un periodo total de completación de 8 semanas. Se inicia con la revisión literaria y culmina con la validación del prototipo optimizado.

Tabla 7: Cronograma

	Revisión de Literatura	Elaboración de Encuestas y Documentos pertinentes	Desarrollo de Metodología	Ensayos Clínicos-Prototipo Existente	Desarrollo Electrodo Impreso 3D	Incorporación de IoT	Prototipo Optimizado Completo	Ensayos Clínicos-Prototipo Optimizado
Semana 1	X							
Semana 2		X	X					
Semana 3			X					
Semana 4				X				
Semana 5				X	X			
Semana 6					X			
Semana 7						X		
Semana 8							X	X
Semana 9								
Semana 10								

Fuente: Elaboración propia.

4.7. OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

A través de la operacionalización de las variables se logra concretar y definir las variables empleadas durante el proyecto de investigación. Correlacionándola con un objetivo, estableciendo sus dimensiones y formas de medición, a través de los indicadores.

Tabla 8: Operacionalización de las Variables

Objetivos	Variables	Definición	Dimensiones	Indicadores
General		Dependiente		
Optimizar un prototipo existente basado en el análisis de las características actuales mediante la integración de nuevos elementos, en términos de precisión y fiabilidad para las mediciones de frecuencia cardíaca en perros.	Diseño y producto final de prototipo optimizado.	La efectividad del prototipo optimizado (en términos de precisión, confiabilidad, diseño y comodidad) dependerán de las modificaciones y alteraciones realizadas en su etapa de desarrollo.	Funcionalidad Usabilidad Aceptabilidad	Precisión y confiabilidad en la medición de la frecuencia cardíaca en perros. Facilidad de uso y control del dispositivo. Satisfacción de los usuarios con el producto final.
Específicos		Independientes		
Realizar ensayos clínicos para evaluar la efectividad y utilidad del dispositivo, tanto del prototipo existente como del optimizado, en la monitorización de la frecuencia cardíaca en perros con condiciones cardíacas, comparándolo con métodos de medición convencionales en un entorno clínico controlado.	Caninos utilizados como pacientes de prueba de prototipo.	Determinar los caninos de distintas razas, tamaños y edades que pueda disponer el centro veterinario para servir como sujetos de prueba para validar la funcionalidad del prototipo en perros.	Características Físicas Comportamiento	Raza, tamaño, peso, edad, género, condiciones físicas. Nivel de actividad, temperamento, familiaridad con tecnología, nivel de entrenamiento, disposición a colaborar.

Continuación de Tabla 8.

Objetivos	Variables	Definición	Dimensiones	Indicadores
<p>Evaluar distintas tecnologías y sensores utilizados para mejorar el dispositivo, con un enfoque en alternativas de sensores para medir FC e incorporación de IoT.</p>	<p>Tecnología de medición y IoT.</p>	<p>Incorporar una alternativa de electrodo capaz de superar la impedancia eléctrica ocasionada por el pelaje. Al igual que hacer modificaciones en la programación y componentes electrónicos para la visualización de parámetros en tiempo real de forma inalámbrica.</p>	<p>Tipo de Sensor Conectividad IoT Procesamiento de datos</p>	<p>Precisión de la medición. Alcance y estabilidad de la conexión. Capacidad de procesamiento.</p>
<p>Explorar nuevas opciones de diseño y ergonomía del prototipo para garantizar la comodidad en los perros.</p>	<p>Materiales usados para estructura wearable.</p>	<p>Seleccionar los materiales adecuados para elaboración de un diseño wearable que incorpore la arquitectura original del prototipo.</p>	<p>Propiedades Físicas Aspectos Estéticos</p>	<p>Peso, flexibilidad, resistencia, biocompatibilidad, durabilidad. Diseño atractivo, ergonomía, calidad de materiales, coherencia estética, atractivo visual.</p>

Fuente: Elaboración propia.

4.8. MATRIZ METODOLÓGICA

Con base a la matriz metodológica se organiza, sistematiza y presenta los aspectos metodológicos incorporados en el estudio. Abarcando el planteamiento del problema, pregunta de investigación, objetivos, variables y técnicas e instrumentos.

Tabla 9: Matriz Metodológica

Optimización de Prototipo Wearable para Monitoreo de Frecuencia Cardíaca en Perros				
Planteamiento de Problema	Preguntas de Investigación	Objetivos	Variabes	Técnicas e Instrumentos
	General	General	Dependiente	
Considerando el creciente interés en la monitorización canina, particularmente en aquellos con afecciones cardíacas, ¿cómo se puede optimizar el prototipo existente para transformarlo en un producto final efectivo para la medición precisa de la frecuencia cardíaca en perros?	¿De qué forma se puede optimizar el prototipo existente con base a las limitantes que presentó?	Optimizar un prototipo existente basado en el análisis de las características actuales mediante la integración de nuevos elementos, en términos de precisión y fiabilidad para las mediciones de frecuencia cardíaca en perros.	Diseño y producto final de prototipo optimizado.	Modelo en V Componentes Electrónicos en Prototipo
	Específicas	Específicos	Independientes	
	¿Cómo se puede validar la precisión y utilidad del prototipo?	Realizar ensayos clínicos para evaluar la efectividad y utilidad del dispositivo, tanto del prototipo existente como del optimizado, en la monitorización de la frecuencia cardíaca en perros, comparándolo con métodos de medición convencionales en un entorno clínico controlado.	Caninos utilizados como pacientes de prueba de prototipo.	Estudios de eficacia

Continuación de Tabla 9.

Optimización de Prototipo Wearable para Monitoreo de Frecuencia Cardíaca en Perros				
Planteamiento de Problema	Preguntas de Investigación	Objetivos	Variables	Técnicas e Instrumentos
	¿Qué tecnologías y sensores emergentes se pueden utilizar para mejorar el dispositivo?	Evaluar distintas tecnologías y sensores utilizados para mejorar el dispositivo, con un enfoque en alternativas de sensores para medir FC e incorporación de IoT.	Tecnología de medición y IoT.	SolidWorks Impresión 3D MATLAB/Arduino IDE
	¿Qué nuevas opciones de diseño y ergonomía podrían mejorar la comodidad de los perros al usar el prototipo?	Explorar nuevas opciones de diseño y ergonomía del prototipo para garantizar la comodidad en los perros.	Materiales usados para estructura wearable.	Diseño y Ensamblado de wearable

Fuente: Elaboración propia.

V. RESULTADOS

Siendo el presente un proyecto de seguimiento, la validación del funcionamiento del prototipo se fundamenta en la ejecución de ensayos clínicos, los cuales implican la realización de pruebas en caninos con el fin de evaluar las capacidades tanto del prototipo existente (P.E.) como del optimizado (P.O.). Estos ensayos clínicos se llevan a cabo considerando diversos factores, como el entorno en el que se desarrollan las pruebas y la implementación de elementos definidos para garantizar el cumplimiento de buenas prácticas que aseguren el bienestar y cuidado de los sujetos de estudio.

Los resultados de dichas pruebas se dividen en tres aspectos principales: registro de señal, la comparación numérica con métodos tradicionales de registro de FC y la validación del prototipo por parte del personal veterinario mediante la aplicación de encuestas. Con base a los resultados presentados del prototipo existente, sirve como punto de partida para corroborar las mejoras realizadas en el prototipo optimizado.

5.1. DEFINICIÓN DE P.E. Y P.O.

Con el objetivo de concretar y distinguir los prototipos entre sí, a continuación, se detalla la conceptualización y descripción de cada uno, junto sus diagramas de funcionamiento. Asimismo, se hace un énfasis en los elementos desarrollados en el marco del presente proyecto de investigación, que contribuyen a la optimización del prototipo.

5.1.1 PROTOTIPO EXISTENTE

El prototipo existente resulta como producto final de un proyecto de investigación centrado en el diseño de un dispositivo wearable destinado a la monitorización de la frecuencia cardíaca en perros, especialmente aquellos afectados por ICC. En el cual idealmente se pueda identificar FC alta en caninos en estado de reposo. La estructura del prototipo comprende una carcasa circular compuesta por un material de PLA, dentro de la cual se encuentran internamente los componentes electrónicos en un molde de resina.

Respecto a su componente de recolección de señales, se emplean electrodos ECG desechables de gel pediátricos (Ag/AgCl), el módulo ECG AD8232, Arduino Nano 33 BLE Sense Rev2, IMU MPU9250 y dos baterías de litio CR2032. El código de programación empleado en el prototipo, para funciones tales como la detección y conteo de latidos, así como la identificación de movimientos y rangos de interés, puede encontrarse en Anexo 1. Específicamente, para el conteo de latidos por minuto, se implementa el algoritmo de Pan-Tompkins. El cual aplica un filtro pasa banda bajo para preservar los complejos QRS, realiza el cálculo de la derivada para detectar las pendientes y por la elevación al cuadrado de la señal logra eliminar los valores negativos. El código del algoritmo original se puede visualizar en Anexos 2.

El prototipo posee un enfoque en que busca correlacionar variaciones en la FC con los movimientos del canino, distinguiendo entre periodos de reposo y actividad física. Para tal propósito, se emplean las funciones "mpu9250" para el uso de IMU en la programación y la desviación estándar para determinar los rangos de interés. Con una orientación centrada en la interfaz de usuario, se logra la transmisión de datos desde MATLAB hasta la plataforma web ThingSpeak, donde se visualiza la información numérica correspondiente a la FC.

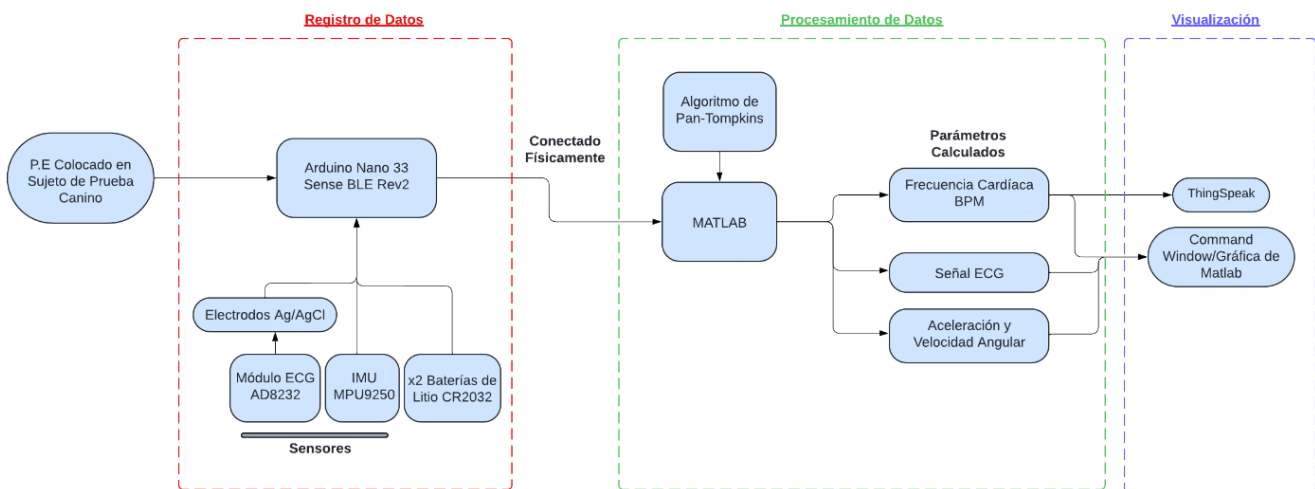


Ilustración 4: Diagrama de Funcionamiento de P.E.

Fuente: Elaboración propia.

5.1.2 PROTOTIPO OPTIMIZADO

El prototipo optimizado busca ser el producto final del proyecto de investigación presente, el cual afronta y proporciona soluciones a las limitaciones y puntos de mejor del prototipo existente. El P.O. representa la fase 2 del desarrollo de la tecnología wearable para caninos, con un enfoque principal en la medición y refinamiento de la FC y la señal ECG. La implementación de IMU y los cálculos de aceleración y velocidad angular se consideran como valores agregados para tomar en consideración en fases futuras del desarrollo del dispositivo. También no se considera seguir usando la plataforma de ThingSpeak ya que la comunicación inalámbrica se busca lograr por otro medio distinto a este.

Una de las características distintivas del P.O. es su enfoque en ofrecer una alternativa al uso de electrodos de gel adhesivos y la necesidad de rasurar el pelaje de los caninos, mediante el desarrollo de electrodos impresos en 3D. Además, se ha desarrollado un nuevo código que permite la integración de IoT y el funcionamiento inalámbrico para la transmisión de datos, así como un diseño que permite colocar y asegurar el dispositivo en el canino de forma casi autónoma. Dichos elementos son detallados más a profundidad a continuación.

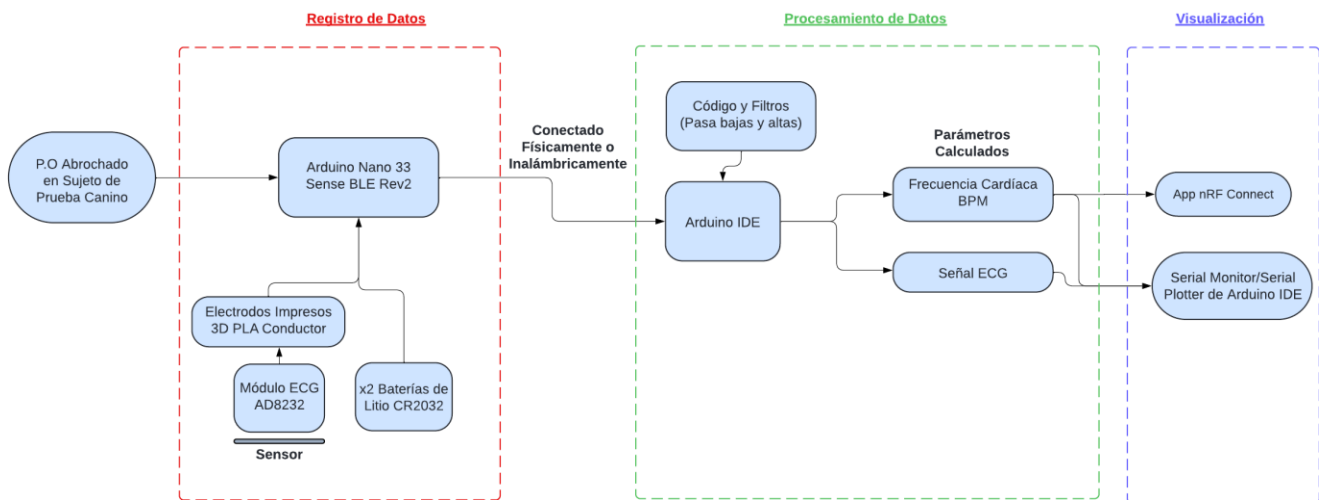


Ilustración 5: Diagrama de Funcionamiento de P.O.

Fuente: Elaboración propia.

5.1.2.1 Electrodo Impreso 3D

Como alternativa y solución ante una de las limitantes del P.E., se diseñó y elaboró un electrodo capaz de superar la impedancia que ocasionaba el pelaje en los caninos. Constan de 3 electrodos impresos en 3D de un material de PLA conductor. Su diseño se basa en una forma casi circular, con un extremo recto en una de sus orillas. Esto con el fin de servir como punto de referencia de su posicionamiento y evitar contacto entre electrodos. Asimismo, cada uno consta de 9 pines o protuberancias que tienen el propósito de atravesar el pelaje y hacer contacto directo con la piel del canino para poder captar los biopotenciales. Se elaboró de esta forma y distribución para poder abarcar la mayor superficie posible.

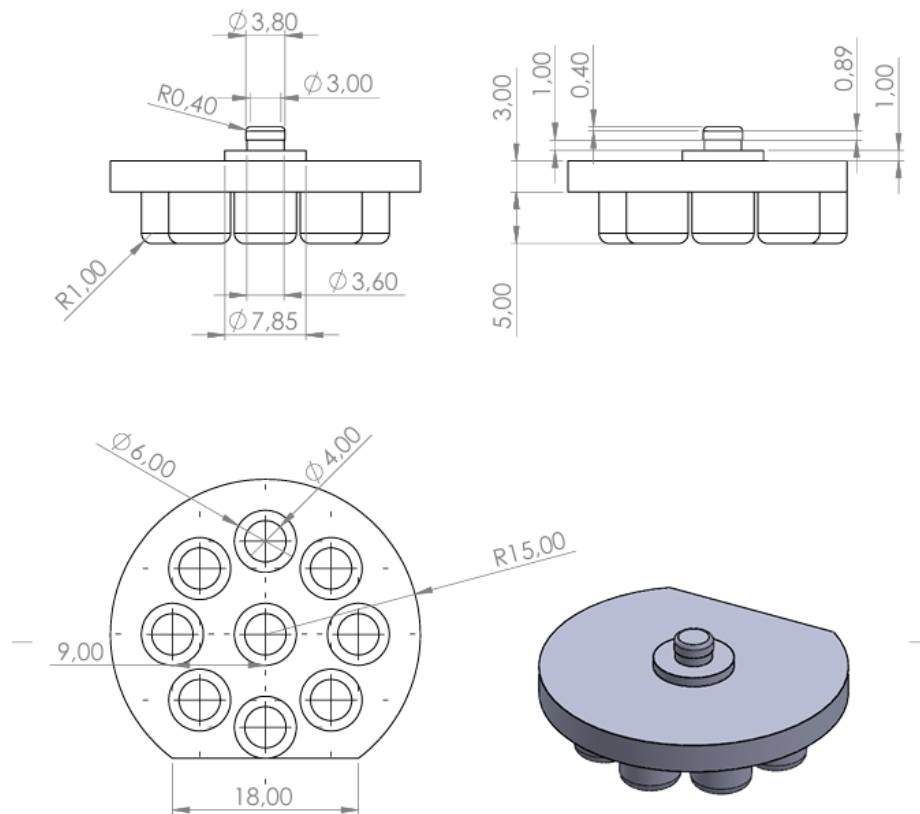


Ilustración 6: Dimensiones y Diseño de Electrodo Impreso en 3D

Fuente: Elaboración propia.

El material utilizado específicamente se denomina PLA conductor de Proto-Pasta, está compuesto por un polímero (PLA), un dispersante y por carbono conductor. Es un material

flexible y compatible con impresoras 3D. Asimismo, comparte propiedades similares a los materiales utilizados en electrodos impresos 3D en la literatura, especialmente por su característica conductiva. Ya una vez impreso el electrodo con este material, se determinó una resistencia de 2.3 K Ω en sus puntos más alejados y 1.3 K Ω en el punto más cercano central.

Los electrodos se conectan en los puertos hembra de los cables del módulo de ECG, similar a los adhesivos, y se busca que mantengan contacto directo al hacer un poco de presión contra el canino. El concepto, diseño y material de los electrodos toma inspiración de algunas investigaciones de Foster et al. tales como “**3D-Printed Electrocardiogram Electrodes for Heart Rate Detection in Canines**”, “**Preliminary Evaluation of a Wearable Sensor System for Assessment of Heart Rate, Heart Rate Variability, and Activity Level in Working Dogs**”, entre otros. Sin embargo, se toman libertades en cuanto a su dimensionamiento y diseño para adaptarlo al P.O.

A continuación, se destacan algunos elementos clave de la hoja de especificaciones del material utilizado en el desarrollo de los electrodos. Para más información, se puede consultar la ficha técnica en Anexos 7.

Tabla 10: Especificaciones Técnicas de Material Conductivo para Electroodos

Especificaciones Técnicas PLA Conductivo Proto-Pasta	
Información General de Material	
Fabricante	Proto Pasta (EEUU)
Material	PLA + Negro de carbón conductivo
Formato	Rollo de 125 g Bobina de 500 g
Densidad	1.24 g/cm ³
Diámetro de filamento	1.75 ó 2.85 mm
Tolerancia de diámetro	±0.05mm
Longitud filamento	±41 m (Ø1.75 mm-125 g) ±164 m (Ø1.75 mm-500 g) ±15 m (Ø 2.85 mm-125 g) ±60 m (Ø 2.85 mm-500 g)
Color	Negro
RAL/Pantone	-
Propiedades de impresión	
Temperatura de impresión	195-225°C
Temperatura de base/cama	50-60°C
Temperatura de cámara	No necesaria
Ventilador de capa	Recomendado
Velocidad de impresión	20-80 mm/s

Continuación de Tabla 10.

Especificaciones Técnicas PLA Conductivo Proto-Pasta	
Propiedades térmicas	
Temperatura reblandecimiento	55°C
Temperatura de fusión	150°C
Propiedades específicas	
Transparencia	No
Información adicional	
HS Code	3916.9
Diámetro carrete (exterior)	205 mm
Diámetro carrete (agujero interior)	53 mm
Ancho carrete	55 mm

Fuente: COND-PROTO-PASTA-175-500 (FILAMENT2PRINT, 2024)

5.1.2.2 IoT y Código

El código capaz de realizar la comunicación inalámbrica, el registro de la señal ECG y el cálculo de FC para el P.O. se realizó a través del programa Arduino IDE, el cual se basa en el lenguaje de programación C++. Se tomó como base el principio y objetivo central del código elaborado en MATLAB, al igual que la función de Pan-Tompkins. Sin embargo, al ser de lenguajes distintos, se realizaron modificaciones para realizar la conversión.

El nuevo código desarrollado en C++ está diseñado para medir la FC, expresada en latidos por minuto, a partir de una señal de ECG. Este proceso de medición se realiza durante un minuto, seguido de una pausa de 10 segundos antes de iniciar un nuevo ciclo de medición. Dado que la biblioteca de filtros era limitada en Arduino IDE, se implementaron filtros universales, siendo pasa altas y pasa bajas, aplicables al contexto de la medición. Además, el conteo de picos R no se basa en llamar el algoritmo de Pan-Tompkins específicamente, sino que se utiliza un método similar que se logra mediante el cumplimiento de criterios de umbral.

Se utiliza un umbral adaptativo basado en la media de los valores que superen un cierto umbral. Este valor promedio se multiplica por un factor (en este caso, 1.5) para establecer el umbral adaptativo. Para que un pico sea considerado como un pico R, debe superar tanto el umbral adaptativo como un valor fijo predeterminado (en este caso, 0.017 mV). Este valor fijo se estableció con base en observaciones previas de señales de ECG caninas y representa un valor típico para los picos R en estas señales.

La comunicación inalámbrica se logra al incluir principalmente el comando `#include <ArduinoBLE.h>`, el cual permite añadir la biblioteca ArduinoBLE para trabajar con BLE. La línea `LEService heartRateService ("180D")` crea un servicio BLE para representar los datos de frecuencia cardíaca. El UUID "180D" es el identificador estándar para este tipo de servicio. Asimismo, líneas como `BLECharacteristic heartRateMeasurementCharacteristic ("2A37", BLERead | BLENotify, 2)` definen una característica BLE dentro del servicio para contener los datos de frecuencia cardíaca. El UUID "2A37" es estándar para la medición de la frecuencia cardíaca.

Los datos obtenidos, como el cálculo de FC, son enviados a través de BLE a la aplicación nRF Connect, donde se logra visualizar en tiempo real la información recopilada. El código elaborado se puede observar en Anexo 3. La interfaz de la aplicación donde se registra la información de forma inalámbrica se incluye en Anexos 5.

El desarrollo de un código nativo en Arduino IDE, junto con la habilitación del canal BLE, permite que el prototipo sea descubierto por otros dispositivos, sentando así las bases para su integración como un elemento dentro del ecosistema del Internet de las Cosas (IoT). El código implementado en Arduino IDE permite un proceso continuo que se ejecuta en el propio microcontrolador, posibilitando su funcionamiento tanto de forma conectada como inalámbrica. Esto proporciona un enfoque de monitoreo constante y continuo, a diferencia del código en Matlab, que requería la iniciación y finalización manual de sesiones en el P.E.

5.1.2.3 Diseño

Para incorporar el enfoque wearable, se consideró esencial desarrollar una forma cómoda y apropiada que permitiera el uso prolongado del P.O. y que se pueda sostener por su cuenta; además de asegurar su funcionamiento universal en una variedad de tamaños de perros. Para lograr este objetivo, se realizaron modificaciones en la carcasa frontal, añadiendo extensiones en sus extremos para dejar espacio para un cinturón ajustable. De esta forma el P.O. se sitúa en el costado izquierdo del canino, y a través del cinturón ajustable se logra abrochar y asegurar su posicionamiento.

Asimismo, se decidió emplear un nuevo material para la carcasa frontal, que ofreciera mayor protección a los componentes debido a su exposición constante. Se optó por utilizar TPU

(termoplástico de poliuretano), un material que es más resistente y flexible que el PLA, proporcionando así una protección y adaptabilidad superior. Las dimensiones de la carcasa frontal se mantuvieron similar a la original, diámetro de 9.55 cm, 2 cm de alto y 2mm de grosor. Con las extensiones para colocar el cinturón teniendo un ancho de 4 cm. El cinturón como tal posee una longitud máxima de 57 cm aproximadamente, la cual se puede ajustar para reducir su extensión. El prototipo optimizado tiene un peso final de 270 g.

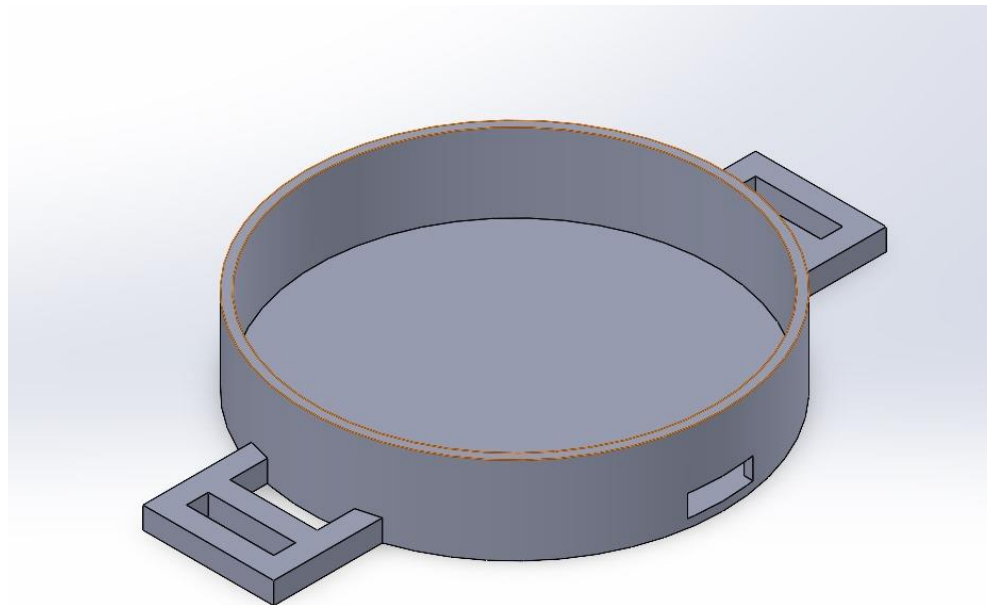


Ilustración 7: Diseño de Carcasa Frontal

Fuente: Elaboración propia.

5.2. AMBIENTE DE PRUEBAS DE ENSAYOS CLÍNICOS

Al momento de realizar los ensayos clínicos, se definen las condiciones ambientales donde se efectuaron las pruebas. Con el fin de validar un ambiente cómodo, adecuado, controlado y clínicamente aceptable para el desarrollo de los procedimientos. Los ensayos se llevaron a cabo en el Hospital Veterinario Pet's Planet, que proporcionó los sujetos caninos de prueba. Las pruebas se realizaron internamente en las instalaciones del hospital, específicamente en un consultorio y en una sala de hospitalización y recuperación.

En este entorno físico, se observaron aspectos como la iluminancia, que se registró en un promedio de 311 luxes. En cuanto a la temperatura, se basó en el sistema de climatización

establecido a 17°C. Las pruebas se llevaron a cabo en un entorno aislado, sin interferencias externas de otros perros o personas, llevándolas a cabo en una mesa de examinación, el suelo o jaulas.

5.3. SUJETOS DE PRUEBA PARA ENSAYOS CLÍNICOS

Para las pruebas realizadas en los prototipos, se utilizaron 10 pacientes caninos para cada uno, abarcando una variedad de razas, tamaños y edades. A continuación, se detallan los datos generales y clínicos de cada paciente, al igual que observaciones obtenidas durante la realización de las pruebas. Como datos generales se consideran la raza, edad, peso, tamaño y sexo. Como parte de su cuadro clínico se detalla su estado de salud general y su condición médica, si posee una. Y por observaciones de interacción prototipo-canino se determina dónde se colocó el prototipo para realizar la medición, su comportamiento y la comodidad percibida del perro ante el prototipo.

Se resalta que, a pesar de que el prototipo posee un enfoque en perros con afecciones cardíacas, los sujetos de prueba no presentan uniformemente esta condición. Debido al método de muestreo no probabilístico utilizado, se utilizan como sujetos de prueba los caninos que puede proporcionar el centro veterinario que sean aptos para evaluar la funcionalidad general del prototipo. La aplicación específica del dispositivo en pacientes cardíacos constituye un área de investigación potencial para futuras fases de desarrollo del proyecto, especialmente en las etapas de prueba posteriores, ya que se enfatiza que el proyecto está en una fase de optimización del prototipado.

5.3.1 PROTOTIPO EXISTENTE

A continuación, se presenta una tabla que resume la caracterización de los pacientes, los elementos del cuadro clínico relevantes y las observaciones y percepciones obtenidas durante las pruebas realizadas con el prototipo existente. Es importante destacar que los registros y mediciones de los 10 sujetos caninos se llevaron a cabo los días 9, 13 y 15 del mes de mayo de 2024. Además, la pauta para los consentimientos informados de los sujetos de prueba

participantes, como el acuerdo de confidencialidad con el centro veterinario, se encuentran disponibles en Anexos 2.

Tabla 11: Recopilación de Datos de Sujetos de Prueba-P. E

Datos Generales				Cuadro Clínico			Interacción Prototipo-Canino			
Sujeto	Raza	Edad (años)	Peso (kg)	Tamaño	Sexo	Estado de Salud General	Condición Médica (Si aplica)	Ubicación de Prototipo	Comportamiento del Canino	Comodidad Percibida
1	Schnauzer	9	11	Mediano	M	Saludable	Se registró previamente como paciente de hemoparásitos.	Costado-Lado Derecho. Próximo al Pecho.	Nervioso	Cómodo
2	Chihuahua	5	2.1	Pequeño	M	Comorbilidad	Padece de cardiopatía y se encuentra actualmente en un proceso infeccioso.	Costado-Lado Izquierdo. Próximo al Pecho.	Nervioso	Cómodo
3	Labrador	2	23.9	Grande	H	Saludable	Grooming	Costado-Lado Izquierdo. Próximo al Pecho.	Inquieto	Incómodo
4	Bulldog	3	25.3	Mediano	M	Saludable	Grooming	Costado-Lado Izquierdo. Próximo al Pecho.	Estable	Cómodo
5	Terrier	10	5.7	Pequeño	H	Saludable	Grooming	Costado-Lado Izquierdo. Próximo al Pecho.	Nervioso	Cómodo
6	Terrier	2	9.2	Mediano	H	Comorbilidad	El canino se encuentra en el período postoperatorio.	Costado-Lado Izquierdo. Próximo al Pecho.	Nervioso	Cómodo

Continuación de Tabla 11.

Datos Generales				Cuadro Clínico			Interacción Prototipo-Canino			
Sujeto	Raza	Edad (años)	Peso (kg)	Tamaño	Sexo	Estado de Salud General	Condición Médica (Si aplica)	Ubicación de Prototipo	Comportamiento del Canino	Comodidad Percibida
7	Mestizo	1.6	11.3	Mediano	H	Comorbilidad	El canino se encuentra en proceso de recuperación tras recibir tratamiento por hemoparásitos.	Costado-Lado Derecho. Próximo al Pecho.	Estable	Cómodo
8	Mestizo	2	4.5	Pequeño	H	Comorbilidad	El canino se encontraba en recuperación debido a una hernia diafragmática.	Costado-Lado Derecho. Próximo al Pecho.	Estable	Cómodo
9	Shih Tzu	5	6	Pequeño	H	Saludable	Grooming	Costado-Lado Izquierdo. Próximo al Pecho.	Inquieto	Incómodo
10	Pitt bull	5	26.5	Mediano	M	Saludable	Grooming	Costado-Lado Izquierdo. Próximo al Pecho.	Inquieto	Incómodo

Fuente: Elaboración propia.

5.3.1.1 Caracterización de los Pacientes

Considerando los datos generales recopilados, se observa que el 90% (n=9) de los sujetos de prueba pertenecen a razas de tamaño pequeño o mediano, distribuidos en un 50% (n=5) y 40% (n=4), respectivamente. Estas razas incluyen schnauzer (n=1), chihuahua (n=1), bulldog (n=1), terrier (n=2), mestizo (n=2), shih tzu (n=1) y pitbull (n=1). Y el 10% (n=1) es de raza grande, siendo este sujeto un labrador. La edad promedio de los sujetos de prueba fue de 4.46 años, con un rango de edad entre 1 año y 6 meses y 10 años. Respecto al peso, se registró una media de 12.55 kg, con un rango que va desde 2.1 kg hasta 26.5 kg. En relación con el género, se encontró que el 40% (n=4) de los sujetos eran machos (M) y el 60% (n=6) hembras (H).

Con estos datos se logra evidenciar la diversidad de perros a los cuales se les aplicó la prueba, considerando diversidad en razas, edad, peso y sexo. Además, dependiendo de la raza, se tienen en cuenta aspectos como el tipo de pelaje e impedancia cutánea como elementos que ayudan a determinar las capacidades del funcionamiento del prototipo en distintos caninos.

5.3.1.2 Cuadro Clínico

Se consideró también determinar el estado de salud actual de los sujetos de prueba con el fin de discernir cualquier posible influencia en los parámetros registrados y su correlación con los datos obtenidos. Asimismo, resulta útil identificar aquellos con afecciones cardíacas, ya que proporcionan datos de mayor relevancia al eje central del proyecto de investigación. Al obtener los datos clínicos de los perros por parte del veterinario, se establecieron dos categorías principales: saludable o con comorbilidad.

De los seis sujetos caninos considerados saludables, la mayoría se encontraba en la clínica veterinaria exclusivamente para servicios de aseo y cuidado, conocido como grooming. Aunque uno de ellos (sujeto de prueba 1) había sido previamente diagnosticado con hemoparásitos, su estado actual es óptimo y considerado saludable, sin signos de anemia y con resultados hematológicos satisfactorios. Su visita al veterinario al momento de hacer las pruebas se debía a una limpieza dental.

Los otros cuatro sujetos fueron clasificados como con comorbilidad. El sujeto de prueba 2, por su naturaleza, presenta un temperamento nervioso. Además, padece de cardiopatía y se

encuentra actualmente en un proceso infeccioso. Los restantes tres se hallan en proceso de recuperación: el sujeto de prueba 6 se encuentra en un período postoperatorio al momento de realizar las pruebas, el sujeto de prueba 7 estaba en tratamiento por hemoparásitos, y el sujeto de prueba 8 se recupera de una hernia diafragmática, habiendo recibido recientemente nebulización con Dexametasona, un antiinflamatorio.

5.3.1.3 Interacción Prototipo-Canino

Durante las pruebas, el prototipo se posicionó en dos ubicaciones potenciales en los perros: del costado al lado izquierdo, próximo al pecho o del costado al lado derecho, próximo al pecho. Idealmente, se prefiere la ubicación izquierda para optimizar la obtención de la señal cardíaca, considerando la anatomía canina, según lo mencionado por el veterinario. Sin embargo, en ciertos casos debido a la condición de salud del canino, no era posible moverlo debido a su estado delicado o indisposición de su parte. Al 70% (n=7) de los sujetos se colocó el prototipo al lado izquierdo, mientras que el 30% (n=3) a la derecha.

Para fines de claridad, se establecieron criterios para la interpretación de las observaciones: "nervioso" para indicar temblores excesivos, "inquieto" para denotar falta de fijación en una sola posición, y "estable" para describir la ausencia de signos de estrés o agitación. En cuanto a la percepción de comodidad del prototipo, se definió "cómodo" como la aceptación del prototipo sin intentos de retirarlo, mientras que "incómodo" indicaba un deseo de quitárselo, tocándolo con frecuencia o mostrando interés excesivo en él.

Siguiendo estos criterios, el 40% (n=4) de los sujetos mostraron comportamiento nervioso, el 30% (n=3) inquietud, y el 30% (n=3) estabilidad. Respecto a la percepción de comodidad, el 70% (n=7) de los caninos se mostraron cómodos con el prototipo, mientras que el 30% (n=3) lo encontraron incómodo.

5.3.2 PROTOTIPO OPTIMIZADO

A continuación, siguiendo una secuencia similar a la del prototipo existente, se presenta una tabla sintetizando la caracterización de los pacientes, los elementos relevantes del cuadro clínico y observaciones y percepciones obtenidas durante las pruebas realizadas con el prototipo

optimizado. En este caso, los registros y mediciones de los 10 sujetos caninos se llevaron a cabo los días 4 y 6 del mes de junio de 2024.

Tabla 12: Recopilación de Datos de Sujetos de Prueba-P. O

Datos Generales				Cuadro Clínico			Interacción Prototipo-Canino			
Sujeto	Raza	Edad (años)	Peso (kg)	Tamaño	Sexo	Estado de Salud General	Condición Médica (Si aplica)	Ubicación de Prototipo	Comportamiento del Canino	Comodidad Percibida
1	Bulldog	5	21.3	Mediano	M	Comorbilidad	El canino se encuentra en proceso de recuperación.	Ajustado en lado izquierdo, próximo al pecho. Ajustó bien.	Estable	Cómodo
2	Shih Tzu	1	5	Pequeño	M	Comorbilidad	Sujeto canino en fase postoperatoria tras intervención quirúrgica por ingesta de cuerpos extraños.	Ajustado lado izquierdo, próximo al pecho. Quedaba un poco flojo.	Estable	Cómodo
3	Mestizo	14	17.3	Grande	H	Comorbilidad	Sujeto canino en fase postoperatoria de esterilización y mastectomía.	Ajustado en lado izquierdo, próximo al pecho. Ajustó bien.	Inquieto	Incómodo
4	French Poodle	11	5.6	Mediano	H	Saludable	Grooming	Ajustado lado izquierdo, próximo al pecho. Quedaba un poco flojo.	Nervioso	Cómodo

Continuación de Tabla 12.

Datos Generales				Cuadro Clínico			Interacción Prototipo-Canino			
Sujeto	Raza	Edad (años)	Peso (kg)	Tamaño	Sexo	Estado de Salud General	Condición Médica (Si aplica)	Ubicación de Prototipo	Comportamiento del Canino	Comodidad Percibida
5	American Bulldog	3	35	Grande	M	Saludable	Grooming	Ajustado en lado izquierdo, próximo al pecho. Ajustó bien.	Estable	Cómodo
6	Cocker Spaniel	5	12.5	Mediano	M	Comorbilidad	Paciente postquirúrgico por procedimiento de orquiectomía.	Ajustado en lado izquierdo, próximo al pecho. Ajustó bien.	Inquieto	Incómodo
7	Cocker Spaniel	2	13.5	Mediano	M	Saludable	Grooming	Ajustado en lado izquierdo, próximo al pecho. Ajustó bien.	Estable	Cómodo
8	Terrier	5	7.5	Mediano	H	Saludable	Grooming	Ajustado en lado izquierdo, próximo al pecho. Ajustó bien.	Nervioso	Cómodo

Continuación de Tabla 12.

Datos Generales				Cuadro Clínico			Interacción Prototipo-Canino			
Sujeto	Raza	Edad (años)	Peso (kg)	Tamaño	Sexo	Estado de Salud General	Condición Médica (Si aplica)	Ubicación de Prototipo	Comportamiento del Canino	Comodidad Percibida
9	Terrier	9	6.2	Mediano	H	Saludable	Grooming	Ajustado en lado izquierdo, próximo al pecho. Quedaba un poco flojo.	Estable	Cómodo
10	French Poodle	8	9.5	Mediano	M	Saludable	Grooming	Ajustado en lado izquierdo, próximo al pecho. Ajustó bien.	Estable	Cómodo

Fuente: Elaboración propia.

5.3.2.1 Caracterización de los Pacientes

Para los sujetos de prueba del prototipo optimizado, se analizó la información recopilada para caracterizar la muestra. Se determina que el 10% (n=1) tenía un tamaño pequeño, el 70% (n=7) un tamaño mediano, y el 20% (n=2) un tamaño grande. Específicamente, el sujeto de tamaño pequeño era de raza shih tzu (n=1); entre los de tamaño mediano se incluyó un bulldog (n=1), french poodle (n=2), cocker spaniel (n=2) y terrier (n=2) y entre los de tamaño grande se encontraron un mestizo (n=1) y un american bulldog (n=1).

La edad promedio de los participantes del estudio fue de 6.3 años, con un rango que variaba entre el más joven de 1 año y el mayor de 14 años. En cuanto al peso, la media fue de 13.34 kg. Dentro de la muestra, el peso más ligero fue de 5 kg y el más pesado de 35 kg. Respecto al género, el 60% (n=6) de los participantes eran machos (M) y el 40% (n=4) eran hembras (H).

Utilizando la misma metodología de caracterización de sujetos de prueba aplicada en el P.E., se logró determinar que se incluyó una diversidad de perros en términos de tamaño, raza, edad y peso. Esto permitió evaluar la eficacia del prototipo en una amplia variedad de caninos, evitando generalizaciones basadas en un solo tipo de perro.

5.3.2.2 Cuadro Clínico

Al igual que en el cuadro clínico realizado para contextualizar el estado de salud de los sujetos de prueba del P.E., se llevó a cabo una descripción similar para los sujetos del P.O. Siempre con el propósito de destacar las condiciones y afecciones del contexto clínico que podrían tener una correlación o influencia en los datos registrados.

De los sujetos evaluados en esta muestra, se determinó que 6 de ellos se encontraban en buen estado de salud, visitando el centro veterinario exclusivamente para servicios de aseo y cuidado. En contraste, los 4 restantes fueron identificados con comorbilidades. La mayoría de estos últimos estaban en un período de recuperación y hospitalización, siendo pacientes postquirúrgicos.

El primer sujeto de prueba de esta muestra estaba en proceso de recuperación y tratamiento. El segundo sujeto estaba en fase postoperatoria luego de una intervención quirúrgica

debido a la ingestión de cuerpos extraños, mientras que el tercer sujeto también se encontraba en fase postoperatoria, pero esta vez tras una esterilización y mastectomía. Y el sujeto de prueba 6 era un paciente en fase postoperatorio por un procedimiento de orquiectomía, donde se le removió uno de los testículos.

5.3.2.3 Interacción Prototipo-Canino

Siguiendo los mismos posicionamientos del prototipo usados para el P.E., se prefirió siempre posicionar el prototipo en el lado izquierdo, como recomendaban los expertos. Sin embargo, en algunas ocasiones, debido a la posición o estado del perro, se colocó en el lado derecho, siempre cercano al pecho. Además, se consideró el ajuste del prototipo ya que posee un elemento tipo cinturón; al colocarlo y abrocharlo, se evaluó si quedaba correctamente ajustado o suelto.

De la muestra, el 100% (n=10) tuvo el P.O. colocado en el lado izquierdo. Del mismo modo, se determinó que en el 70% (n=7) de los casos, el prototipo quedaba bien ajustado en el perro y se mantenía en su lugar sin caerse. En el 30% (n=3), el ajuste era deficiente y tendía a caerse, requiriendo sujetarlo manualmente. Se observó que el prototipo se adaptaba mejor a perros de razas medianas y grandes, que representaban el 90% mencionado anteriormente. Sin embargo, algunos de raza mediana eran excepciones por su delgadez.







Continuando con los criterios utilizados para interpretar las observaciones, tales como "nervioso", "inquieto" y "estable", así como las percepciones de comodidad "cómodo" e "incómodo" que se detallaron en la sección de Interacción Prototipo-Canino del P.E., se determinó que, durante las pruebas, el 60% (n=6) de los perros se encontraba estable, el 20% (n=2) estaba nervioso y otro 20% (n=2) inquieto. Asimismo, el 80% (n=8) mostró comodidad con el P.O. y el 20% (n=2) demostró incomodidad.

5.4. CÓDIGO DE BUENAS PRACTICAS



Dado el vacío legal existente en el contexto local en cuanto al desarrollo de dispositivos médicos, especialmente en lo concerniente a la validación tecnológica mediante ensayos clínicos en animales, se propone una guía de elementos que se han tenido en cuenta y cumplido durante

la ejecución de dichas pruebas. Este enfoque se centra en garantizar el bienestar y los cuidados adecuados de los sujetos caninos, siguiendo una serie de buenas prácticas con ese propósito. Se han tomado como referencia las pautas y protocolos estipulados por la American Veterinary Medical Association. En función de ello, se presenta la siguiente tabla donde se detalla el cumplimiento de cada una de las consideraciones mencionadas.

Tabla 13: Lista de Verificación para el Bienestar Animal y Buenas Prácticas en Perros durante Ensayos Clínicos

Consideración	Descripción	Cumplimiento
Protocolo Ético	Los protocolos experimentales están diseñados para minimizar el dolor, el estrés y malestar en animales. Se proporciona un ambiente cómodo para los perros participantes.	
Monitoreo Continuo	Se vigila a los perros de cerca para detectar cualquier signo de malestar y proporcionar medidas de alivio adecuadas si fuera necesario.	
Supervisión Veterinaria	Los ensayos clínicos son supervisados y asistidos por un miembro del personal del centro veterinario. Asimismo, apoya en la validación clínica de las mediciones.	
Diseño de Estudio	Se ha definido detalladamente la validez científica y clínica que se espera lograr con el estudio. En el cual se ha evaluado la relación riesgo-beneficio de los pacientes inscritos, determinando esta como muy baja.	
Limpieza	Cada vez que se realiza una prueba en un perro se limpia el prototipo y se utilizan nuevos electrodos de gel, cuando aplica.	
Análisis de Datos	Se verifica la fiabilidad del prototipo, que las mediciones sean consistentes en el tiempo de la medición. Y las mediciones se validan con un estándar de oro para evaluar la precisión.	

Continuación de Tabla 13.

Consideración	Descripción	Cumplimiento
Consentimiento Informado	Se obtiene por escrito el consentimiento informado de los propietarios de los perros participantes, explicando claramente los riesgos, beneficios y procedimientos del ensayo clínico.	
Informe y Publicación	Se prepara un informe completo y transparente sobre los hallazgos del ensayo clínico, con el fin de validar la funcionalidad del prototipo desarrollado.	

Fuente: Elaboración propia.

5.5. REGISTRO DE SEÑALES

A través de los prototipos desarrollados, se logró el registro de señales de ECG en perros, caracterizadas por una forma variable y un rango de voltaje de amplitud entre 0 a 3 mV en el P.E. y -0.05 a 0.035 mV en el P.O. La forma típica de una onda ECG canina (ver ilustración 8) incluye una onda P pequeña y redondeada, un complejo QRS alto y estrecho, y una onda T que puede ser positiva, negativa o bifásica, si bien es importante destacar que estas características pueden variar según la raza, tamaño y edad del animal, así como la presencia de enfermedades cardíacas. Asimismo, dependiendo del tipo de derivaciones, en este caso siendo de 3 derivaciones, se puede esperar una amplitud dentro de un rango de 0.05 a 2.5 mV en caninos idealmente.

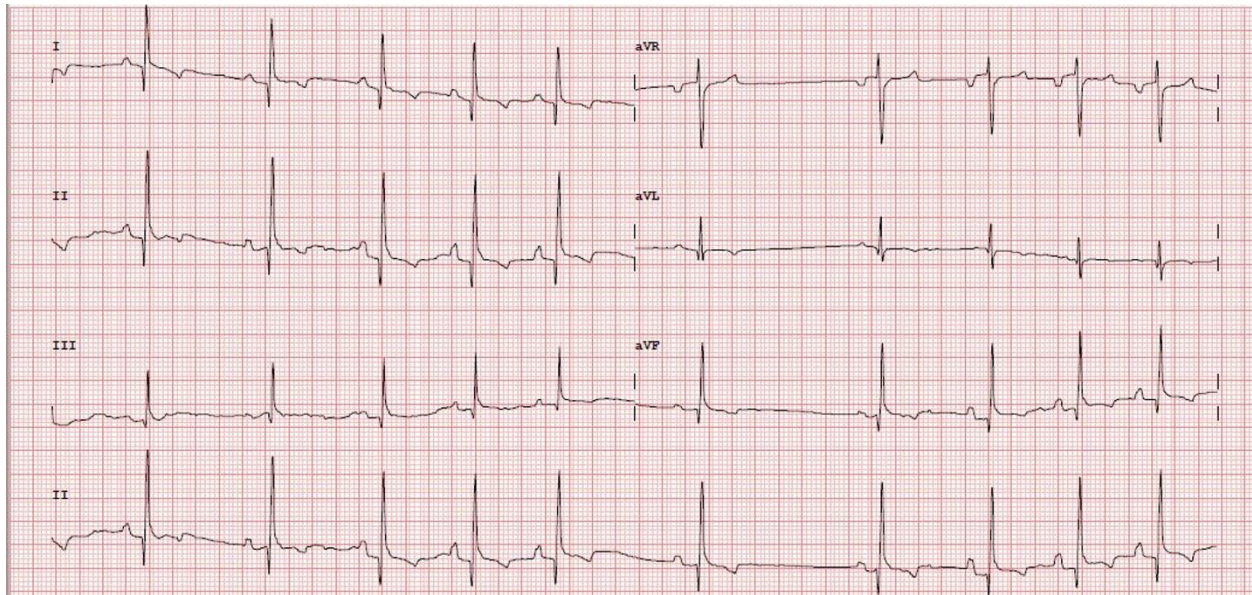


Ilustración 8: Señal ECG de Canino Saludable

Fuente: MSD Veterinary Manual (Pierce, 2020)

La calidad de la señal ECG está influenciada por diversos factores, como el posicionamiento de los electrodos, el tipo de electrodo utilizado, la interferencia ocasionada por el pelaje y la impedancia de la piel del canino. Según los expertos, se establece que los perros con pelaje grueso y denso, al igual que dependiendo de su tamaño, presentan una mayor impedancia y resiliencia al momento de registrar una señal. Lo cual tiene un impacto en el aspecto visual de la señal al graficarse.

El procesamiento de la señal ECG varía según el prototipo. En el P.E. se utilizó MATLAB, mientras que en el P.O. se empleó Arduino IDE. No obstante, el principio subyacente para el cálculo de la FC mediante detección de picos R es similar en ambos. A continuación, se presentan las señales ECG obtenidas tanto del P.E. como en el P.O., acompañadas de una descripción de los factores contextuales que podrían haber afectado las mediciones y la calidad de la señal registrada.

5.5.1 PROTOTIPO EXISTENTE

Para el análisis de la señal registrada en el P.E., se empleó el algoritmo de Pan-Tompkins, el cual delimita los complejos QRS y permite el conteo de los picos R para calcular la frecuencia cardíaca. El código realizado en MATLAB llama el algoritmo que se encuentra por separado, el cual aplica los filtros y permite dicha delimitación de la señal bruta.

Durante la adquisición de señales de ECG, se observó que con el prototipo existente era necesario ejecutar el programa varias veces para estabilizar la señal, en ciertos casos. En algunos casos, no se registraba una señal adecuada inicialmente, caracterizada por valores de FC muy bajos o nulos en la gráfica. A continuación, se muestra una de las señales obtenidas por paciente utilizando el prototipo existente, tanto la señal bruta obtenida como la señal procesada por el algoritmo de Pan-Tompkins, junto con una descripción de los eventos ocurridos durante la medición.

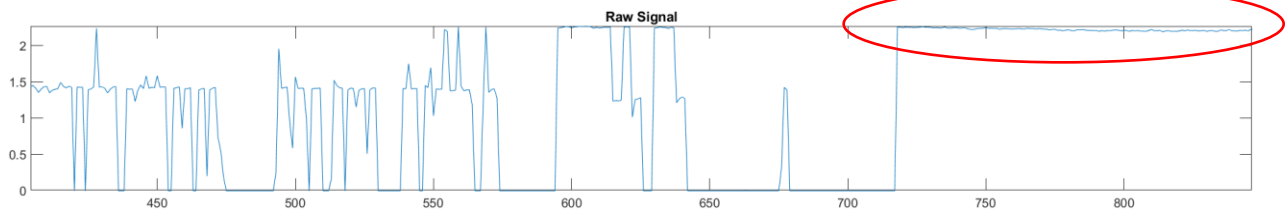


Ilustración 9: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 1 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

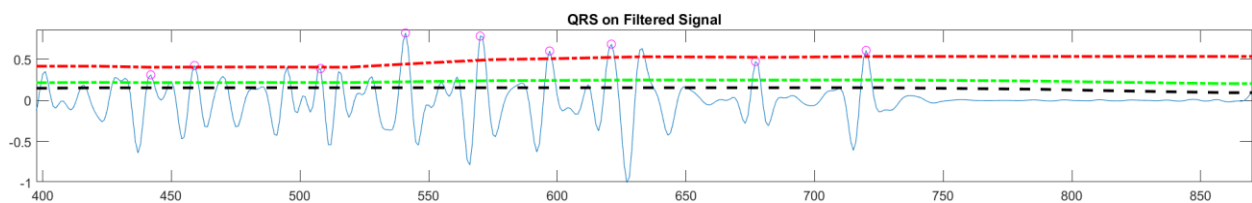


Ilustración 10: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 1 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

El primer sujeto de prueba, de raza mediana y edad avanzada, mostró signos de nerviosismo atribuibles a la falta de familiaridad con el investigador, evidenciados por temblores significativos. La calidad de la señal de ECG pudo haber sido afectada por los movimientos del perro y su densa capa de pelaje, lo que generó una señal irregular y poco definida. Circulado en

la señal se puede observar un valor constante (ver ilustración 9), posiblemente debido a lecturas inexactas del electrodo, causadas por el movimiento del perro o desconexiones temporales. A pesar de que se calculó una frecuencia cardíaca de 69 latidos por minuto, este valor se considera clínicamente aceptable pero irrealista dada la condición física del canino en cuestión.

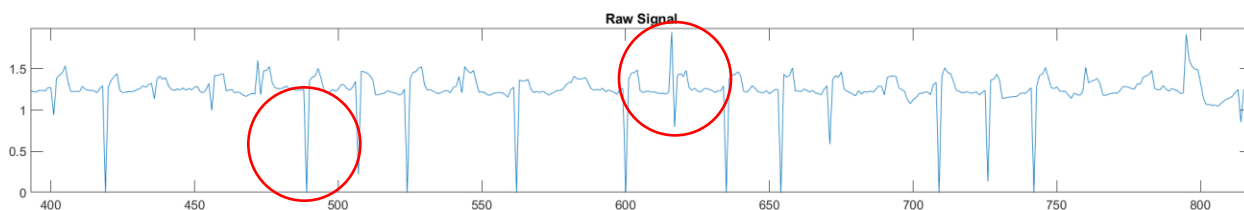


Ilustración 11: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 2 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

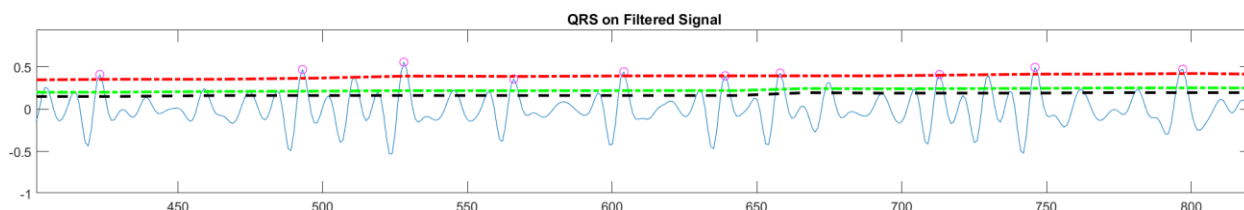


Ilustración 12: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 2 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

Con el segundo sujeto de prueba, se observa que la señal registrada exhibe similitudes con la derivación aVR, como se ilustra en la Figura 8. Esta similitud se caracteriza por la predominancia de picos hacia abajo, adicionalmente se nota la presencia clara de un complejo QRS (ver ilustración 11). Se destaca que el sujeto presentaba piel expuesta en la zona de colocación de los electrodos, lo cual se puede interpretar como un aspecto que asistió en reducir la impedancia ocasionada por el pelaje y facilitó la captura de la señal ECG.

Es importante considerar que el sujeto fue diagnosticado clínicamente como cardiópata, lo cual podría haber influido en las características de la señal registrada. En este caso, se determinó un conteo de 55 latidos por minuto, lo cual era algo imprevisto dado a que el canino presentaba bastante nerviosismo, temblores y era de raza pequeña. Para este sujeto se realizó un electrocardiograma, el cual se puede visualizar en Anexos 2 para una comparación más profunda. Sin embargo, se puede distinguir como en ese también predominan picos hacia abajo.

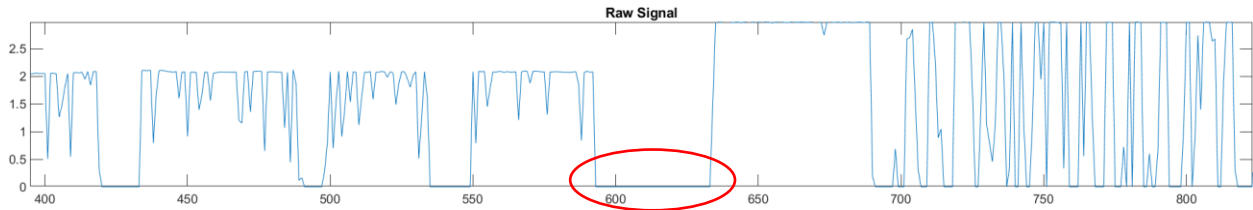


Ilustración 13: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 3 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

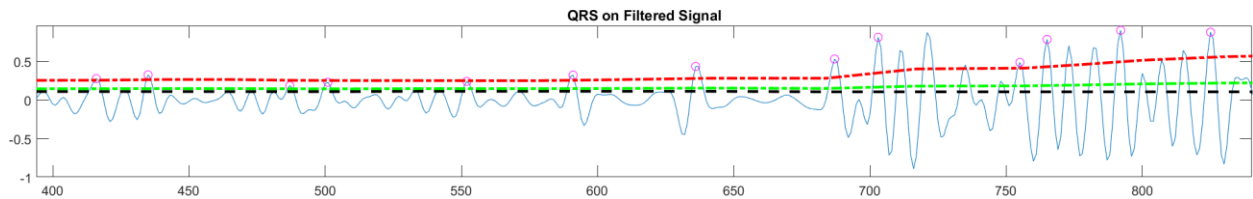


Ilustración 14: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 3 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

El tercer sujeto de prueba fue un canino joven, de raza grande y con pelaje relativamente denso, que se encontraba en buen estado de salud. Durante el inicio de las pruebas, el canino mostró signos de agitación o excitación, aunque posteriormente logró estabilizarse y calmarse, adoptando finalmente una postura recostada. Sin embargo, al momento de realizar la medición (ver ilustración 13), se observaron movimientos significativos por parte del canino, lo cual puede haber ocasionado una breve interrupción en la lectura de la señal, posiblemente debido a una desconexión del electrodo o a un mal contacto. Dicho fenómeno se encuentra circulado en la señal.

Además, se observó que la calidad de la señal no era óptima, como se evidenció al compararla con un electrocardiograma, el cual se puede observar en Anexos 2, donde se aprecian diferencias significativas en la forma de la señal. Mientras que en el ECG se observan características tradicionales como las ondas P y los complejos QRS, en la señal obtenida se percibe más bien una forma de tren de pulso. Las variaciones en forma de la señal se podrían atribuir a la interferencia ocasionado por el pelaje del canino. En este caso particular, utilizando el P.E., se determinó una FC de 68 latidos por minuto.

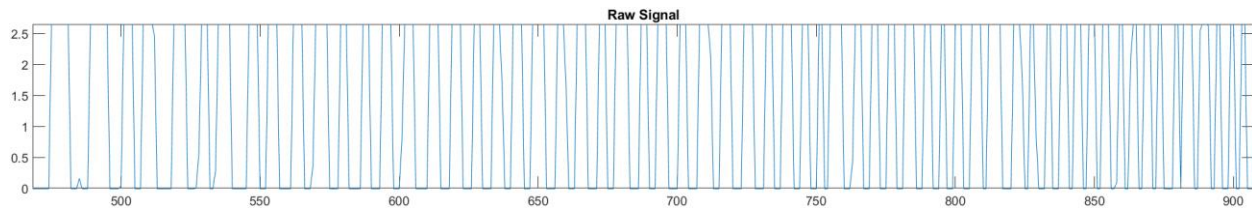


Ilustración 15: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 4 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

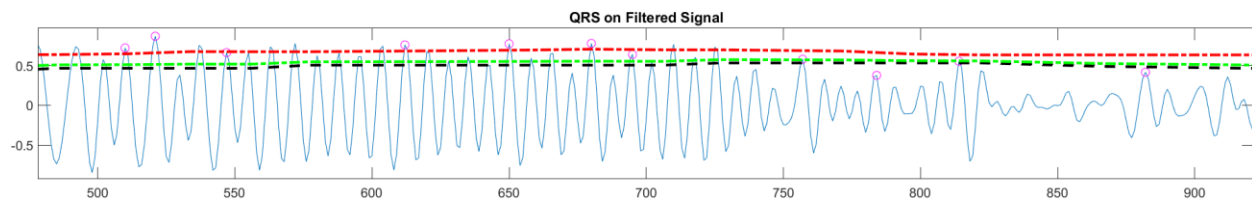


Ilustración 16: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 4 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

El sujeto de prueba 4 era un canino de raza mediana, joven, saludable, con pelaje corto y uno de los más pesados de la muestra. Durante las pruebas, el canino exhibió una frecuencia respiratoria elevada, evidenciada por un marcado jadeo. Posteriormente, se observó un estado de agitación en el animal, lo cual se podría correlacionar con la forma de la señal registrada, la cual adopta una forma de tren de pulso con oscilaciones continuas e invariables, con periodos cortos (ver ilustración 15). Asociándose con un aumento en la frecuencia cardíaca. Se registró una frecuencia cardíaca de 107 latidos por minuto utilizando el prototipo, siendo este el valor más alto registrado. Sin embargo, dadas las condiciones del animal, se esperaba un valor ligeramente mayor según la evaluación del veterinario.

Durante el ECG que se le realizó, el veterinario se enfrentó a dificultades técnicas que complicaron el registro correcto de la señal, por lo que el valor se determinó como un estimado. En los Anexos 2 se adjunta el ECG realizado al canino, donde se observa una variación en la forma de las señales, ya que al compararlas se nota como en la registrada por el P.E. carece la presencia de picos R tradicionales.

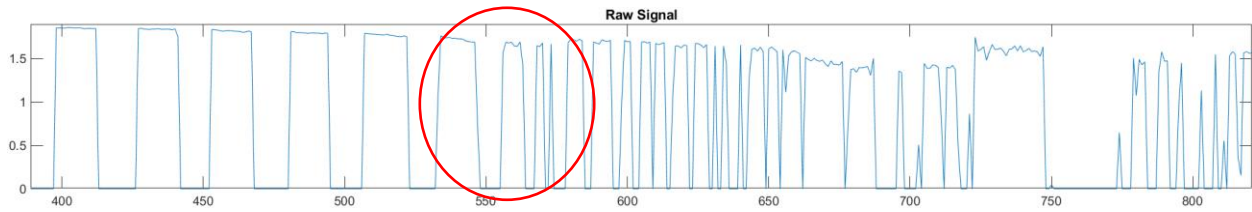


Ilustración 17: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 5 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

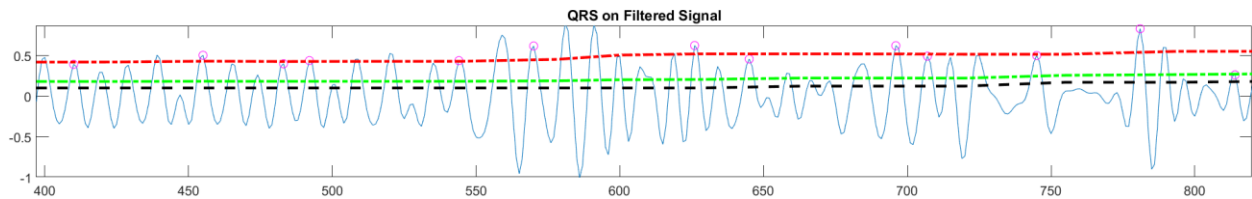


Ilustración 18: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 5 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

El sujeto de prueba 5, un canino geriátrico, teniendo la edad más avanzada de la muestra, y de raza pequeña, presentaba un estado de salud adecuado. Al momento de hacer las mediciones, se observaron signos de nerviosismo, como temblores pronunciados y exceso de saliva. La longitud y textura del pelaje dificultaron el contacto directo de los electrodos con la piel.

Se registró una variación en la forma de la señal, con oscilaciones en forma de tren de pulso y una transición a periodos más cortos, la cual se encuentra circulada en la señal (ver ilustración 17), posiblemente atribuibles al nerviosismo del canino y a interferencias causadas por el pelaje. Con base a la señal registrada, se determinó una frecuencia cardíaca de 62 latidos por minuto, lo cual se encuentra dentro del rango clínico aceptable, aunque menor de lo esperado dado el estado físico del canino y por qué es de raza pequeña.

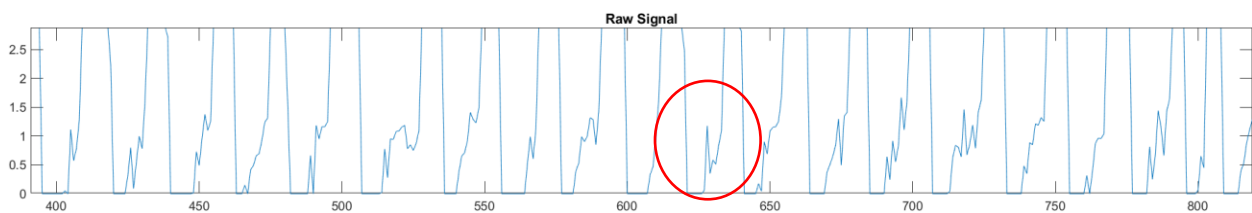


Ilustración 19: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 6 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

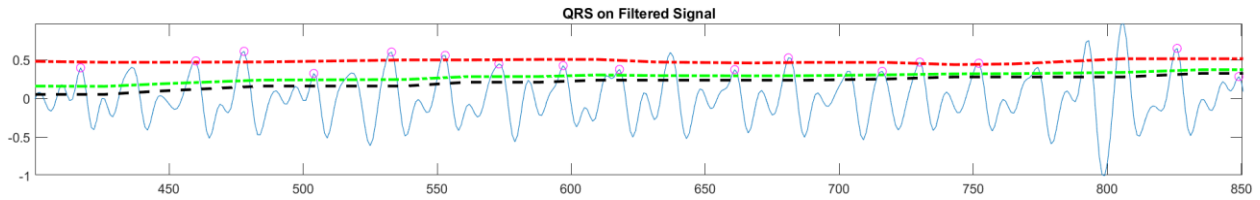


Ilustración 20: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 6 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

El sexto sujeto de prueba se trataba de un canino de raza mediana, joven, con pelaje liso y delgado. El animal se encontraba en un estado postoperatorio delicado, lo que limitaba su movilidad. Al iniciar las pruebas, se observaron signos de nerviosismo y temblores, los cuales redujeron con el tiempo. Se registró una señal con una forma de tren de pulso, pero con la formación de picos en ciertas partes, tal como se circuló en la señal (ver ilustración 19), posiblemente debido al posicionamiento del electrodo o al estado fisiológico del canino. Se identificó una oscilación continua y en su mayoría invariable. La frecuencia cardíaca registrada fue de 72 latidos por minuto, lo cual, dada la situación de reposo y recuperación del animal, puede considerarse lógico dicho valor, de igual forma se encuentra dentro del rango clínico aceptable.

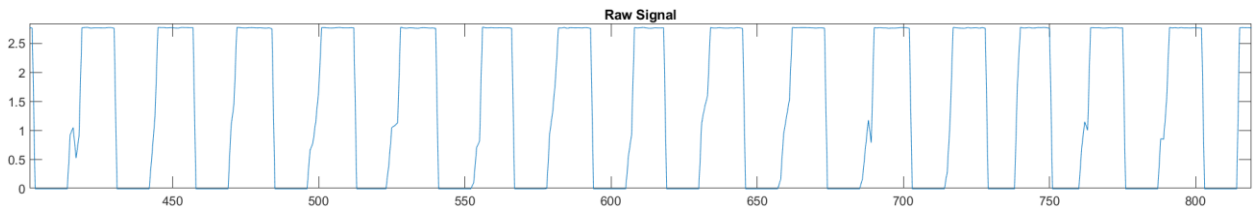


Ilustración 21: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 7 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

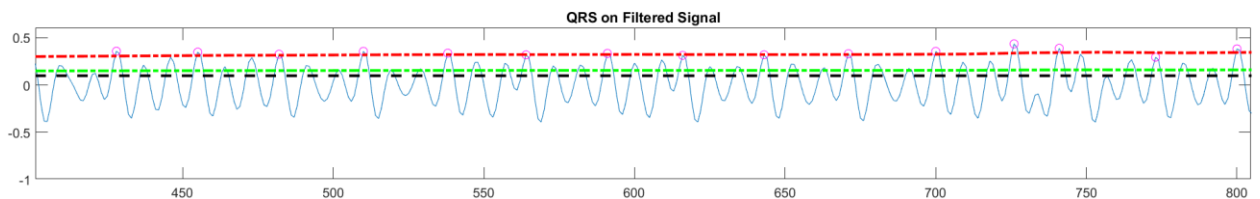


Ilustración 22: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 7 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

El sujeto de prueba 7 fue un paciente canino mestizo, joven, de tamaño mediano con un pelaje moderadamente denso. Durante las pruebas, el canino estaba en proceso de recuperación y recibía tratamiento intravenoso de un fármaco. En esta condición, el paciente se encontraba acostado sobre su lado izquierdo, lo que determinó que las pruebas se realizaran en su costado derecho. La señal registrada mostró una forma de tren de pulso nuevamente, caracterizado por ser continuo y con periodos en sus oscilaciones casi uniformes (ver ilustración 21). Se determinó una FC de 75 latidos por minuto en el canino, lo que, dadas sus condiciones de inmovilidad y recuperación, puede considerarse como coherente y dentro del rango clínico aceptable.

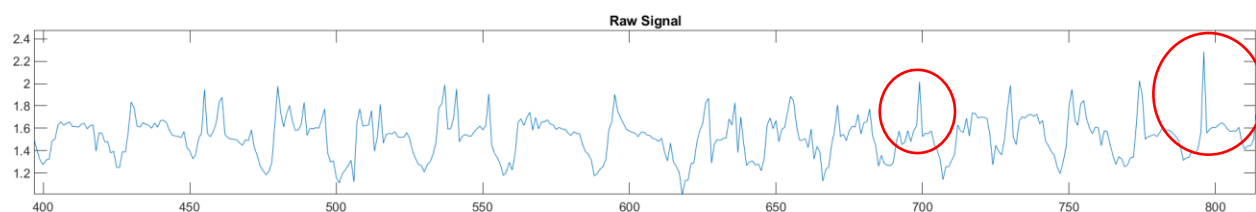


Ilustración 23: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 8 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

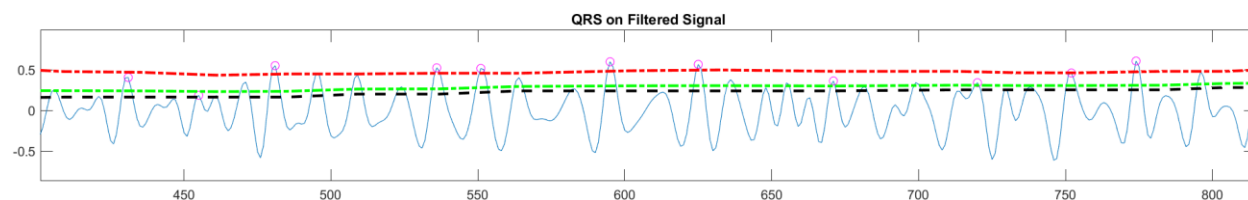


Ilustración 24: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 8 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

El octavo sujeto de prueba fue un canino mestizo y de tamaño pequeño, joven, con pelaje liso, aunque presentaba piel expuesta en el área donde se colocó el prototipo. El canino se encontraba en fase de recuperación, recibiendo tratamiento por nebulización antes de las pruebas. Durante el estudio, el animal estaba posicionado recostado sobre su lado izquierdo, lo que determinó que las mediciones se realizaran en el lado derecho. Se esperaba que la exposición de piel facilitara la calidad de la señal; sin embargo, debido al posicionamiento ligeramente doblado del canino, se experimentaron dificultades ocasionales en el contacto de los electrodos, lo que resultó en desprendimientos intermitentes.

La señal obtenida exhibió una notable variabilidad, con intentos de picos R, los cuales son circulados, aunque en general se distingue bastante ruido en la señal (ver ilustración 23). Sin embargo, se puede denotar un distinto tipo de interferencia, ya que la forma es distinta a la de tren de pulso. Posiblemente debido al poco pelaje en la zona de contacto, sin embargo, su posicionamiento pudo ocasionar dicha forma en la señal. Dicha interpretación se respalda ya que se determinó una FC baja, de 53 latidos por minuto. A pesar de que el canino se encontraba en recuperación y recién tratado con un medicamento, dicho valor era muy bajo según los expertos.

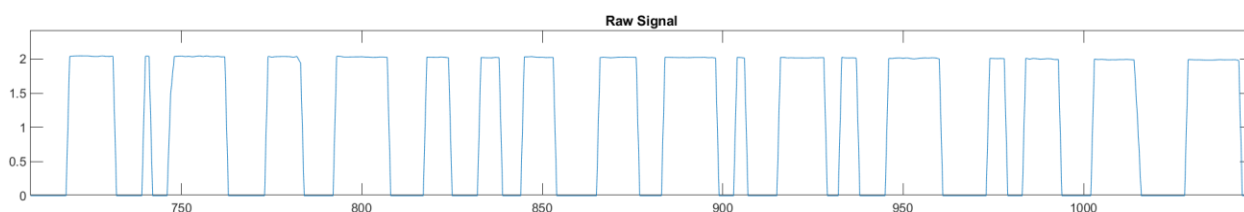


Ilustración 25: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 9 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

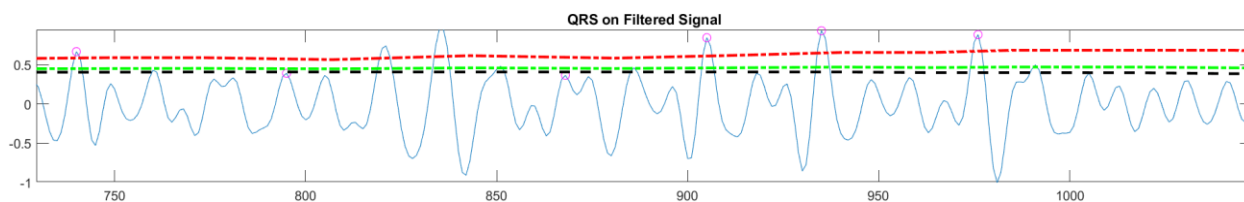


Ilustración 26: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 9 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

El noveno sujeto de prueba fue un canino de raza pequeña, en buen estado de salud y con un pelaje denso y grueso. Durante las pruebas, se observó un comportamiento notablemente agitado, con una marcada propensión a morder durante la interacción con el prototipo. Se manifestó un comportamiento inquieto, caracterizado por movimientos vigorosos y continuos. Además, se notó que el pelaje tenía una textura ligeramente gruesa, lo que resultó en una reducción del contacto efectivo del dispositivo con la piel del sujeto.

Se identificó una forma de tren de pulso en la señal, donde se pueden denotar variaciones en los periodos de oscilación, que fluctuaron entre cortos y largos (ver ilustración 25). En este caso, se registró una frecuencia cardíaca de 74 latidos por minuto, dentro del rango clínico normal,

pero se consideró bajo debido al estado físico del canino y al ser de raza pequeña tiende a ser mayor.

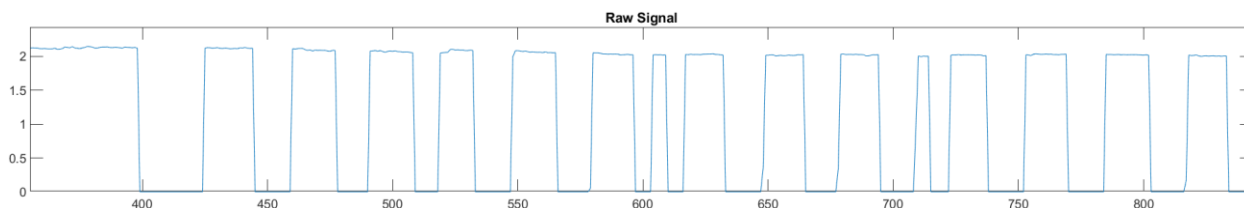


Ilustración 27: Señal en Bruto- Sujeto de Prueba 10 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

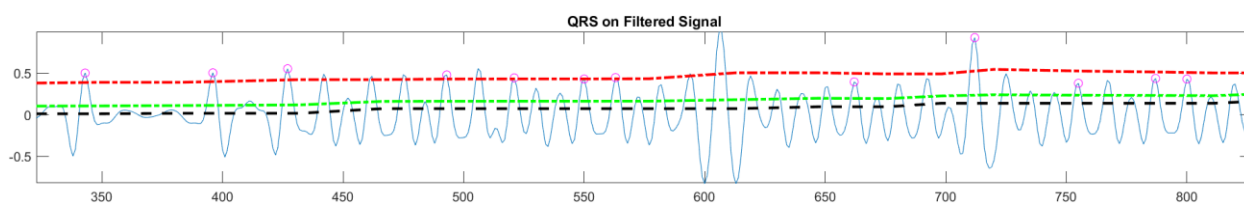


Ilustración 28: Conteo de Picos R- Sujeto de Prueba 10 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

Con el último sujeto de prueba, se trató con un canino de raza mediana, saludable, con pelaje corto y ligeramente denso, que también fue el más pesado de la muestra. Durante las pruebas, se observó que el animal mostraba un comportamiento muy enérgico, caracterizado por constantes movimientos que dificultaban la obtención de mediciones. Durante el registro de la señal mostrada, el canino se encontraba recostado y distraído, mordiendo ocasionalmente la correa y mostrando movimientos ocasionales.

Se identificó nuevamente una forma de tren de pulso en la señal (ver ilustración 27), similar a la observada en otros seis sujetos de prueba, lo que sugiere que dicha forma se puede atribuir a la presencia de interferencia que afecta la calidad de la señal, posiblemente debido al pelaje. Además, se observaron cambios ocasionales en la longitud de los períodos. Aunque se determinó una frecuencia cardíaca de 73 latidos por minuto en el canino, dadas sus condiciones físicas previas, es poco probable que este valor sea preciso, sin embargo, se encuentra dentro del rango clínico aceptable.

5.5.2 PROTOTIPO OPTIMIZADO

El registro de la señal en el P.O. se lleva a cabo mediante el programa Arduino IDE. En este, se genera un gráfico en el que los valores del eje "y" representan valores de referencia correspondientes a los biopotenciales recibidos de la señal bruta. De forma similar al algoritmo Pan-Tompkins, el código implementa filtros para facilitar un conteo de los picos R, aunque esta operación se realiza directamente dentro del código original, sin necesidad de llamar una función separada. A partir de la señal bruta, se aplican filtros para eliminar ruidos e interferencias y un umbral adaptivo con criterios de selección para efectuar el conteo de los picos R.

Una demostración de cómo funciona el P.O es como primero se realiza un ajuste seguro de este en el canino, buscando su estabilidad y que permita buen contacto. A continuación, se establece la conexión, ya sea directamente a través de un cable con puerto micro USB para conectar el prototipo a la computadora (para visualizar la señal ECG) o activando la batería, a través de un interruptor en su contenedor de almacenamiento, de esta forma iniciando la ejecución autónoma del dispositivo, gracias a la carga previa del sketch en el entorno Arduino IDE.

Durante un minuto, el sistema recopila datos de la señal ECG, identificando los picos que superan los umbrales predefinidos. Estos picos sirven como base para calcular la FC. Tras este período de adquisición, se introduce una pausa de 10 segundos para permitir la visualización del valor de FC obtenido. Una vez transcurrida la pausa, el código reinicia su ejecución, mostrando en tiempo real los valores que componen la señal ECG. Tanto los datos de FC como la señal ECG pueden ser visualizados en la interfaz de Arduino IDE, mientras que la aplicación móvil, conectada vía BLE, muestra exclusivamente el valor de FC (ver ilustración 78 en Anexo 7).

En la ilustración 29 se observan los valores registrados correspondientes a los biopotenciales que conforman la señal ECG. A partir de estos valores y los umbrales establecidos, se identifican los picos necesarios para el cálculo de la FC, todo en tiempo real.



Ilustración 29: Demostración Funcionamiento de P.O

Fuente: Elaboración propia.

Es importante señalar que en el código diseñado para graficar la onda ECG, los valores del eje "y" se convirtieron a mV. Sin embargo, debido a que estos valores son bastante pequeños, no ofrecen una representación similar a las gráficas ECG en papel milimetrado tradicional. Estando por debajo del rango de amplitud que se encuentra en los electrocardiogramas. Posiblemente ocasionado por una conversión de voltaje inadecuada en la programación o baja sensibilidad de los electrodos. Los valores en el eje "x", al igual que en el P.E., representan el dominio temporal.

Siempre se destaca que, la forma de la señal proporciona información gráfica de los datos que se obtiene en tiempo real y su correlación de donde proviene el cálculo de FC. Sin embargo, debido a su forma uniforme y poca variabilidad, resultante de los valores tan bajos, no se puede considerar como una señal electrocardiográfica propiamente dicha.

En su mayoría, las señales registradas del P.O. comparten características comunes y muestran un patrón en su figura, caracterizadas por una repetición periódica de picos y valles. Sin embargo, al ser de valores tan bajos no presenta cambios muy bruscos ante ruidos o interferencias que se esperan. Posee una forma más suavizada comparada a la del P.E. En las gráficas, se observa

una forma de onda más estrecha y un dominio temporal en intervalos cercanos, ya que el Serial Plotter se extendió manualmente, lo que alargó ligeramente la forma de la onda. Sin embargo, ilustra siempre la forma de onda obtenida con sus valores correspondientes. A continuación, se presenta la señal bruta obtenida por el P.O., graficada en el Serial Plotter de Arduino IDE.

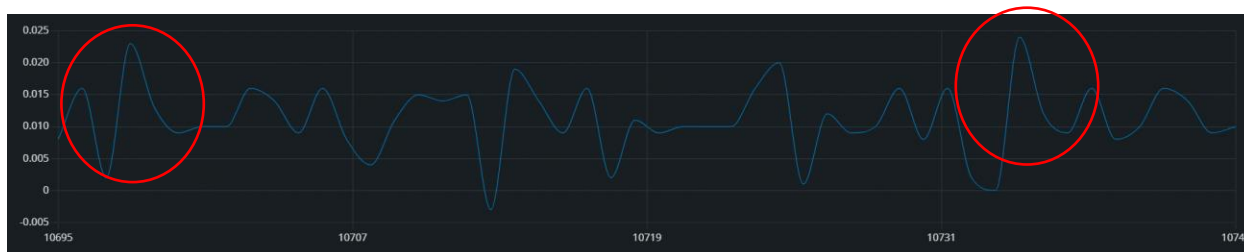


Ilustración 30: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 1 P.O.

Fuente: Elaboración propia.

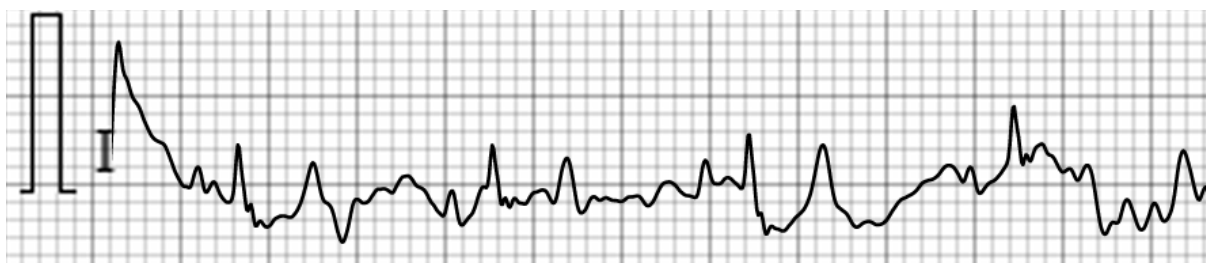


Ilustración 31: I Derivación ECG-Sujeto de Prueba 2 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

El primer sujeto de prueba fue un perro de raza mediana, relativamente pesado y con pelaje corto y denso. El canino se encontraba en tratamiento, durante las mediciones, al perro se le estaba administrando un fármaco. Se mostró bastante tranquilo durante las mediciones y solo se recostó brevemente por un momento durante las pruebas. Al colocar el P.O., se ajustó adecuadamente y permitió un contacto continuo mediante la presión ejercida por los electrodos sobre la piel del perro.

A través del registro de la señal, se observaron aproximaciones a lo que podrían considerarse intentos de complejos QRS, los cuales están circulados en la ilustración 30. Asimismo, en la señal se calculó que los picos circulaban en una media aproximada de 0.011 mV. En términos generales, la señal se caracterizó por mantener una forma recurrente a lo largo de su dominio

temporal. Esta señal podría compararse o tener similitudes con un intento de representar una señal ECG. Sin embargo, existen varios factores como filtros, interferencias y calidad de la señal censada que comprometen su forma y visualización.

Para propósitos de comparación de las formas de las señales, se observó que esta señal mencionada tiene una forma similar a la señal registrada en la I derivación de un ECG de otro perro realizado durante el estudio, como se muestra en la ilustración 31.



Ilustración 32: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 2 P.O.

Fuente: Elaboración propia.

El segundo sujeto de prueba fue un perro pequeño, joven y de pelaje largo y liso. Este perro estaba en fase postoperatoria y recibía un fármaco por vía intravenosa durante el registro. El sujeto demostró un comportamiento cooperativo y tranquilo durante todo el procedimiento. Sin embargo, debido a su tamaño pequeño, el P.O. no pudo ajustarse adecuadamente, lo que provocaba que se cayera o tuviera que ser sostenido manualmente.

Una vez más, se observó predominantemente una forma de onda senoidal. Mediante un análisis visual, se pudo apreciar una similitud cercana a las ondas P y complejos QRS, los cuales están señalados en la ilustración 32. La forma de la señal permaneció consistente, mostrando una repetición de picos. También se determinó que, en esta señal, los picos tenían una amplitud media de aproximadamente 0.011 mV.



Ilustración 33: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 3 P.O.

Fuente: Elaboración propia.

El tercer sujeto de prueba fue un perro grande, de edad avanzada y con pelaje corto y denso. Aunque había sido sometido a una cirugía, durante las pruebas se mostró bastante inquieto. Durante la realización de las pruebas, el perro se movía mucho, lo que dificultaba mantener una posición estática. Además, mostraba interés y olfateaba el P.O. constantemente.

En la señal registrada, se pueden observar periodos donde no hay variaciones y se presentan líneas rectas, como se muestra en la ilustración 33. Este fenómeno puede deberse a interrupciones en la medición ocasionadas por el constante movimiento del perro, quien movía bastante el P.O., causando interferencias. Sin embargo, a lo largo de la señal se aprecian formas senoidales y la presencia uniforme de picos. En este caso, se determinó una amplitud media de picos aproximadamente en 0.010 mV.

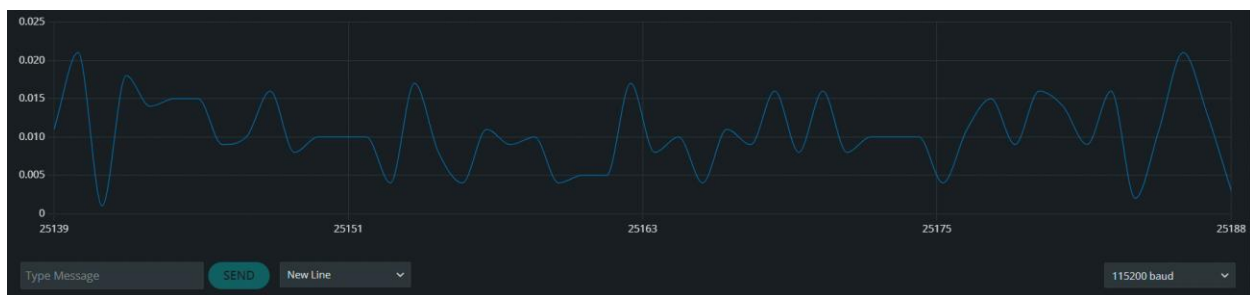


Ilustración 34: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 4 P.O.

Fuente: Elaboración propia.

El cuarto sujeto de prueba era un canino de edad avanzada, de pequeño tamaño y en buen estado de salud, con un pelaje denso. Durante el proceso de evaluación, el perro mostró síntomas

de ansiedad evidentes, como temblores y emisiones sonoras similares a gemidos. También, al ser de tamaño pequeño el P.O. no ajustaba por completo y se debía sostener para que se mantuviera en contacto para hacer las mediciones.

El análisis de la señal registrada reveló una composición que se asemeja a la de un electrocardiograma, destacando la presencia de picos recurrentes. Se observa una regularidad sinusoidal a lo largo de la señal, indicativa de una posible estabilidad del ritmo cardíaco. La amplitud media de estos picos se determinó en aproximadamente 0.010 mV.

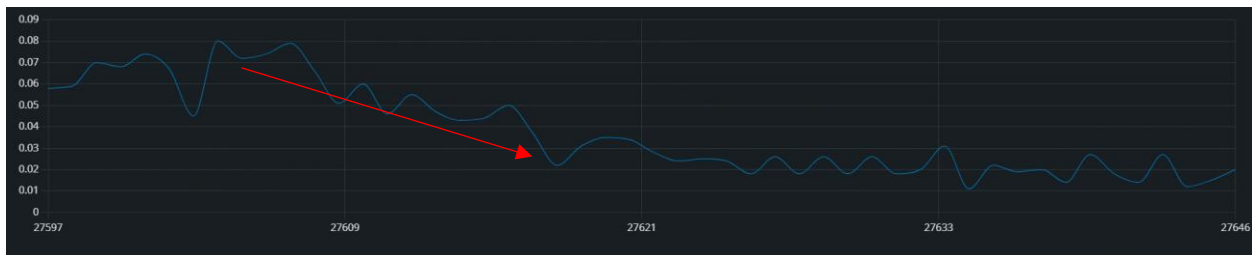


Ilustración 35: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 5 P.O.

Fuente: Elaboración propia.

El quinto sujeto de prueba fue un canino joven y saludable, que se destacó por su tamaño considerable, siendo uno de los más pesados de la muestra, y por su pelaje corto. Durante todo el proceso de recolección de datos, el animal mantuvo un estado estable y una actitud colaborativa. Dada su gran contextura, fue necesario ajustar el prototipo para garantizar su comodidad durante las mediciones. Este periodo de colocación se visualiza en la ilustración 35.

Durante la fase de ajuste inicial, se produjo un período de interferencia y ruido en la señal registrada, debido a la colocación del P.O. para el posicionamiento óptimo en el canino. Esta interferencia afectó temporalmente la calidad de la señal, reflejándose en un declive en la gráfica, así como se señala en la ilustración 35, y la ausencia de picos distintivos. Sin embargo, una vez superado este contratiempo, la señal se estabilizó y adoptó una forma sinusoidal característica. La amplitud media de los picos posteriores se estimó en aproximadamente 0.012 mV.



Ilustración 36: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 6 P.O.

Fuente: Elaboración propia.

El sujeto de prueba 6 era un paciente postquirúrgico de tamaño mediano, liviano, de edad media, con pelaje liso y delgado. Durante el período de medición con el P.O., el canino se encontraba bastante agitado y se movía constantemente, lo que causaba que el prototipo se deslizara de su ubicación ideal. Aunque se esperaba que esto afectara la señal, en su mayoría, esta se mantuvo uniforme.

Con base en la ilustración 36, se puede observar la forma característica de las señales recolectadas con el prototipo: una onda senoidal suavizada con picos predominantes, los cuales son circudados. Estos picos se interpretan como picos R, mostrando uniformidad a lo largo de la señal. La amplitud media de los picos se estimó en aproximadamente 0.013 mV.

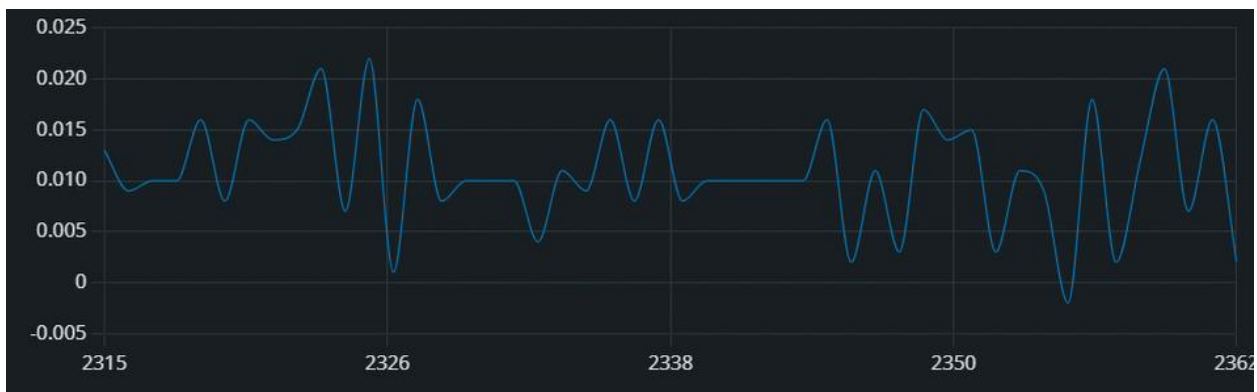


Ilustración 37: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 7 P.O.

Fuente: Elaboración propia.

El séptimo sujeto de prueba presentaba características similares al sujeto previo en cuanto a raza, tamaño y pelaje. No obstante, este era más joven y se encontraba en buen estado de salud. Durante las pruebas, el canino mostró cierto temblor inicial, pero se estabilizó con el paso de las mediciones. En este caso, el P.O. se logró ajustar correctamente y permaneció en su lugar durante todo el proceso de medición.

En la señal registrada, como se observa en la ilustración 37, se denota nuevamente una oscilación casi uniforme, sin elementos electrocardiográficos claramente definidos y con los mismos picos recurrentes. La repetitividad en el patrón de la señal plantea dudas sobre la efectividad del electrodo en el registro preciso de la señal, ya que debido a las micro variaciones en mV no se aprecian mucho los cambios. Para este sujeto de prueba, la amplitud media de los picos rondaba aproximadamente los 0.012 mV.



Ilustración 38: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 8 P.O.

Fuente: Elaboración propia.

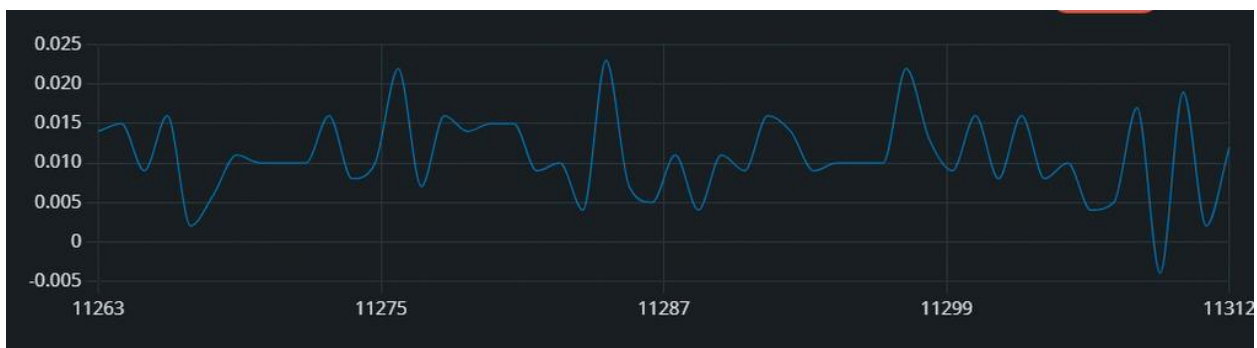


Ilustración 39: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 9 P.O.

Fuente: Elaboración propia.

Para los sujetos de prueba 8 y 9, se utilizaron dos caninos que eran hermanas, ambas de la misma raza, tamaño, saludables y con pelaje relativamente denso. Sin embargo, en el sujeto 9, el P.O. quedó un poco flojo y tuvo que sostenerse manualmente porque era más delgada. Ambas presentaban señales de nerviosismo, manifestadas en temblores esporádicos.

Durante las pruebas, las señales registradas se muestran en las ilustraciones 38 y 39 para cada sujeto de prueba correspondiente. Como se ha observado hasta el momento, se distingue una oscilación continua en el dominio temporal, caracterizada por aproximaciones a los picos R y distorsiones invariables. En dichas imágenes, se puede apreciar una amplitud media de los picos de 0.011 mV para ambos sujetos de prueba.



Ilustración 40: Señal en Bruto-Sujeto de Prueba 10 P.O.

Fuente: Elaboración propia.

El último sujeto de prueba era un canino de tamaño mediano, saludable, de edad media y con pelaje bastante esponjoso. Debido a este tipo de pelaje, se esperaban interferencias significativas o lecturas anómalas en la señal registrada. Sin embargo, durante las pruebas, el canino permaneció calmado y cooperativo, lo que facilitó las mediciones.

En la ilustración 40 se puede observar la señal registrada. Considerando el tipo de pelaje del canino, se anticipaba una mayor cantidad de interferencias o distorsiones. No obstante, en su mayoría, la señal adoptó una forma senoidal similar a la observada en otros sujetos de prueba. Se notaron momentos sin registro, como se señala en la ilustración, aunque estos eran variados a lo largo de la señal. En general, la amplitud media de los picos en la señal fue de 0.010 mV.

5.6. COMPARACIÓN DE MEDICIONES CON MÉTODOS TRADICIONALES

Con el objetivo de validar la precisión de los prototipos en sus mediciones, se llevó a cabo una comparación con métodos tradicionales empleados en la medición de la frecuencia cardíaca en contextos clínicos. Entre estos métodos se incluyeron la auscultación, el electrocardiograma y monitores con módulo de oximetría de pulso o de presión para determinar los latidos por minuto en caninos.

Cada prototipo, el existente como el optimizado, fue evaluado utilizando 10 perros como sujetos de prueba, con tres mediciones de 1 minuto realizadas en cada uno, y se calculó la media de estas mediciones. Además, se intentó realizar tres mediciones por método tradicional siempre que fuera aplicable, calculando también una media. Las medias obtenidas tanto del prototipo como de los métodos tradicionales se compararon para determinar el margen de error.

Es importante destacar que, debido a la alta actividad en el centro veterinario, en algunos casos no fue posible realizar tres pruebas consecutivas con los métodos tradicionales en todos los perros. En tales situaciones, se utilizó un único valor como referencia para las tres pruebas o se validó la comparación con los métodos disponibles, en la cual dicha medición fue validada por el veterinario. Adicionalmente, no se realizaron pruebas con monitores con módulos de oximetría y/o presión en todos los caninos, ya que este se reserva para procedimientos quirúrgicos debido a su sensibilidad y su impacto en la variabilidad del animal. Por ende, se aplicó únicamente en pacientes programados para cirugía.

Es relevante señalar que, si bien el oxímetro de pulso proporciona las pulsaciones por minuto, su relación proporcional con la frecuencia cardíaca lo convierte en una alternativa viable para la medición de la frecuencia cardíaca en la práctica veterinaria, por ende, se incluye como método tradicional ya que es usado siempre en el centro veterinario con tales fines. Asimismo, en ciertos casos se empleó un monitor medidor de presión que posee un módulo para el cálculo de frecuencia de pulso, expresado en BPM. Específicamente este se utilizó más en los sujetos de prueba del P.O. ya que el centro veterinario lo tenía disponible para las pruebas en ese momento. Las especificaciones técnicas de los métodos tradicionales se detallan en los Anexos 2.

También se debe tener en cuenta que las mediciones con métodos tradicionales no se realizaron inmediatamente después de las mediciones con el prototipo, sino que, en algunos casos, se llevaron a cabo cuando se disponía de tiempo o disponibilidad por parte del veterinario. Esto podría haber influenciado las mediciones debido a posibles cambios en el estado del animal por el tiempo transcurrido. No obstante, se establecieron pautas generales, conforme a las indicaciones del veterinario, para interpretar los valores de FC, como la presencia común de arritmias en los perros, la FC más elevada en perros pequeños que en grandes, y el valor mínimo aceptable para una medición de frecuencia cardíaca de 50 bpm. A continuación, se presentan los valores registrados por los prototipos y los métodos tradicionales con sus márgenes de error.

5.6.1 PROTOTIPO EXISTENTE

La presente tabla presenta una comparación entre las mediciones obtenidas mediante el prototipo existente y los métodos tradicionales, calculando la media como valor representativo de cada uno. A partir de estas medias, se determinan los márgenes de error (M.E) para validar la precisión del prototipo. Además, se calcula la media general de los márgenes de error para los métodos tradicionales, permitiendo así una comparación global de la precisión relativa del prototipo con dichos métodos.

Se observan variaciones en las mediciones individuales con el prototipo, donde en algunos casos se registran valores únicos cercanos a los obtenidos con los métodos tradicionales, pero pueden variar al repetir la prueba debido a factores como movimientos del canino, posicionamiento del prototipo o desgaste del electrodo. Ya que en cierto casos se presentan lecturas de números bajos que clínicamente no son posibles, por ende, se tomaron en cuenta las mediciones que se encontraban dentro un rango clínico aceptable entre 50-200 bpm. Por último, la nomenclatura utilizada en la tabla incluye "NR" para indicar mediciones no realizadas debido a limitaciones de tiempo, disponibilidad o recursos por parte del centro veterinario, y "NA" para indicar no aplica cuando no se tienen los datos numéricos para hacer el cálculo.

Tabla 14: Mediciones de FC con P.E. y Métodos Tradicionales (en BPM)

Sujeto de Prueba	Mediciones con Prototipo			Media	Auscultación			Media	M.E	ECG			Media	M.E	Monitor Oxímetro de Pulso/Presión			Media	M.E	
1	68.4	69.2	67.6	68.40	NR	NR	NR	NA	NA	NR	NR	NR	NA	NA	119	119	119	119	43%	
2	72.4	48	54	58.13	96	98	95	96.33	39.65%	98	100	116	104.67	44%	NR	NR	NR	NA	NA	
3	60	87.2	68.4	71.87	64	56	64	61.33	17.17%	80	86	90	85.33	16%	NR	NR	NR	NA	NA	
4	106.8	69.2	59.6	78.53	132	132	132	132	40.51%	147	147	147	147	47%	NR	NR	NR	NA	NA	
5	52	62	50.4	54.80	150	150	150	150	63.47%	NR	NR	NR	NA	NA	NR	NR	NR	NA	NA	
6	72	61.6	78	70.53	82	82	82	82	13.98%	97	97	97	97	27%	97	97	97	97	27%	
7	65.2	74.8	58.8	66.27	156	156	156	156	57.52%	168	168	168	168	61%	NR	NR	NR	NA	NA	
8	53	53.2	61.2	55.80	120	120	120	120	53.50%	NR	NR	NR	NA	NA	NR	NR	NR	NA	NA	
9	71.6	74.4	41.2	62.40	124	124	124	124	49.68%	NR	NR	NR	NA	NA	NR	NR	NR	NA	NA	
10	72.8	75.6	39	62.47	116	116	116	116	46.15%	NR	NR	NR	NA	NA	NR	NR	NR	NA	NA	
									Media General de Margen de Error	42.40%	Media General de Margen de Error				39%	Media General de Margen de Error				35%

Fuente: Elaboración propia.

5.6.2 PROTOTIPO OPTIMIZADO

La siguiente tabla presenta una comparación entre los valores medios obtenidos mediante el prototipo optimizado y los métodos tradicionales. Para evaluar la precisión del prototipo, se calcularon los márgenes de error, siguiendo la misma metodología que en el P.E.

Se observó nuevamente cierta variabilidad en las mediciones individuales del prototipo, posiblemente atribuible a factores como el movimiento del canino, la posición del dispositivo o un contacto deficiente con el electrodo. Al igual que en el P.E., se seleccionaron para el análisis únicamente las mediciones dentro del rango clínicamente aceptables. La nomenclatura empleada en la tabla es la misma que en el P.E., donde NR indica "no realizado" y NA "no aplica".

Tabla 15: Mediciones de FC con P.O. y Métodos Tradicionales (en BPM)

Sujeto de Prueba	Mediciones con Prototipo			Media	Auscultación			Media	M.E	ECG			Media	M.E	Monitor Oxímetro de Pulso/Presión			Media	M.E
1	92	91	91	91.33	96	96	96	96	4.86%	NR	NR	NR	NA	NA	81	81	81	81	13%
2	90	92	61	81	80	80	80	80	1.25%	136	136	136	136	40%	91	91	91	91	11%
3	85	73	87	81.67	100	100	100	100	18.33%	NR	NR	NR	NA	NA	110	110	110	110	26%
4	77	96	86	86.33	88	88	88	88	1.89%	NR	NR	NR	NA	NA	NR	NR	NR	NA	NA
5	111	84	95	96.687	104	104	104	104	7.05%	NR	NR	NR	NA	NA	NR	NR	NR	NA	NA
6	114	125	110	116.33	104	104	104	104	11.86%	NR	NR	NR	NA	NA	70	70	70	70	66%
7	90	96	110	98.67	112	112	112	112	11.90%	NR	NR	NR	NA	NA	118	118	118	118	16%
8	99	112	97	102.67	156	156	156	156	34.19%	NR	NR	NR	NA	NA	132	132	132	132	22%
9	127	97	114	112.67	120	120	120	120	6.11%	NR	NR	NR	NA	NA	127	127	127	127	11%
10	83	92	106	93.67	96	96	96	96	2.43%	NR	NR	NR	NA	NA	103	103	103	103	9%
					Media General de Margen de Error				9.99%	Media General de Margen de Error				40%	Media General de Margen de Error				21.83%

Fuente: Elaboración propia.

5.7. ENCUESTAS DE VALIDACIÓN POR PARTE DEL PERSONAL VETERINARIO

La evaluación de la aplicabilidad funcional y utilidad del prototipo en el contexto clínico canino se basa en la retroalimentación de individuos familiarizados con dicho ámbito. Por lo tanto, tras la finalización de las mediciones realizadas por cada prototipo, se lleva a cabo una encuesta dirigida al personal veterinario que participó en la recolección de datos. Esta encuesta aborda diversos aspectos, incluyendo la percepción general de la experiencia, la precisión y confiabilidad del dispositivo, su facilidad de uso y comodidad, su utilidad en un entorno clínico y cualquier sugerencia de mejora o comentario adicional. A continuación, se presentan los resultados de dicha encuesta dividida por prototipo.

5.7.1 PROTOTIPO EXISTENTE

Con base en los datos recopilados de las encuestas, se ha evaluado la percepción del prototipo existente tras las mediciones realizadas. Del cual se puede delinear un nivel general de satisfacción con su rendimiento hasta la fecha. Además, se ha observado una moderada precisión en las mediciones del prototipo, lo que ha generado una confianza moderada en sus resultados actuales. Sin embargo, estos resultados validan la necesidad de optimización con el fin de evitar discrepancias entre mediciones.

El personal del centro veterinario ha expresado que, con base a lo que han observado, el prototipo existente es fácil de colocar en el perro y cómodo para el mismo. Además, consideran el concepto del prototipo como tal, un elemento muy útil para la toma de decisiones clínicas en el cuidado de los perros, particularmente en la evaluación de la función cardíaca en perros con problemas cardíacos.

Con respecto a un enfoque en las mejoras, se sugiere enfocarse en aumentar la precisión y confiabilidad de las mediciones. También se hace la propuesta de desarrollar funcionalidades que permitan el monitoreo remoto desde el hogar.

5.7.2 PROTOTIPO OPTIMIZADO

La segunda encuesta realizada se enfocó en validar las mejoras implementadas y en recoger la opinión del personal del centro veterinario sobre su satisfacción y percepciones hasta el momento. Además, se evaluaron sus percepciones sobre la precisión, confiabilidad, diseño y aplicabilidad del dispositivo, así como las mejoras que aún se pueden realizar.

El personal continuó expresando un nivel de satisfacción muy alto con el rendimiento del P.O. hasta la fecha, destacando que la medición de la frecuencia cardíaca es más precisa en comparación con el prototipo anterior. Sin embargo, se han notado algunas discrepancias en las mediciones. Con base en los resultados presentados, el personal mantiene un nivel de confianza similar al del prototipo anterior, indicando que este aspecto aún tiene margen para mejorar.

En cuanto al diseño, se ha validado que ahora es más fácil colocar el dispositivo en los perros, y se considera cómodo para su uso en los caninos. Además, el diseño tipo cinturón se percibe como apto para su implementación en centros veterinarios.

Al comparar los tipos de electrodos utilizados, los adhesivos frente a los impresos en 3D, el personal afirmó que los electrodos impresos podrían ser más útiles en un entorno clínico. No obstante, consideran necesario realizar más estudios y mejoras para incrementar su sensibilidad, debido a la forma uniforme de la señal en la mayoría de las mediciones.

Entre las mejoras sugeridas, se destaca agregar más funciones con la conexión inalámbrica. Aunque se valida como útil la capacidad de ver los datos de FC, también se considera beneficioso poder visualizar la señal en una aplicación o medio similar. Además, sugieren que sería útil si el prototipo contara con una pantalla que mostrara el valor de la frecuencia cardíaca, lo cual permitiría ver el valor directamente en el dispositivo al monitorear a los perros hospitalizados.

VI. DISCUSIÓN

6.1. COMPARATIVA DE MÁRGENES DE ERROR

Los ensayos clínicos fueron llevados a cabo con el propósito de evaluar la precisión tanto del P.E. como del P.O. Inicialmente, se realizaron comparaciones entre los valores registrados por los prototipos y los obtenidos mediante métodos tradicionales para determinar el margen de error.

Para el P.E., se observó un margen de error promedio del 42.40% en comparación con la auscultación, del 39% con el electrocardiograma convencional y del 35% con el pulsioxímetro. Al calcular la media de estos tres valores, se determinó que el margen de error del P.E. era del 38.8%.

Por otro lado, para el P.O., se determinó un margen de error del 9.99% en comparación con la auscultación, del 40% con el ECG y 21.83% con el monitor de medidor de presión. Es importante mencionar que, en ambos casos, al realizar un ECG o usar un monitor, el contexto y las condiciones podrían provocar estrés en el canino, lo que podría influir en un aumento de la frecuencia cardíaca y, por ende, en la obtención de valores más altos que afecten la media total. No obstante, se observó una similitud cercana entre los valores registrados y los obtenidos por auscultación, que en su mayoría se realizaron en condiciones menos estresantes o de manera consecutiva. Demostrando una validación más cercana del funcionamiento del P.O. Considerando los valores medios de los márgenes de error de los métodos tradicionales, se determinó que el P.O. poseía un margen de error del 24.09%.

Al comparar los márgenes de error de ambos prototipos, se evidenció una disminución del 14.71%, pasando de 38.8% a 24.09%. Esta mejora alentadora se atribuye principalmente a los elementos empleados para optimizar los prototipos, como el tipo de electrodo implementado y la programación realizada. De estos resultados, basándose en las muestras de sujetos de prueba, se denotó una mejora en las mediciones en caninos con pelaje denso o largo, comparando los márgenes de error específicamente en estos sujetos del P.E. al P.O.

6.2. VALIDACIÓN DE ELECTRODOS IMPRESOS EN 3D

Para optimizar el prototipo, se incorporó un elemento que ofreciera una alternativa al uso de electrodos adhesivos, los cuales requieren rasurar la piel del canino. Después de revisar la literatura, se decidió emplear electrodos impresos en 3D con un material conductor, los cuales han demostrado ser efectivos en estudios previos con este propósito, aunque se adaptó ligeramente su diseño. Para validar la capacidad de estos electrodos para captar información, en este caso biopotenciales, se llevaron a cabo pruebas utilizando el código original del P.E. en MATLAB, ya que este permite apreciar la señal mejor.

A continuación, se muestran las señales del P.O. con los electrodos impresos en 3D, primero sin contacto con la piel, en la ilustración 41, y luego con contacto en la piel, en la ilustración 42. Es importante señalar que se utilizó un sujeto humano únicamente con el propósito de corroborar que los electrodos captaran alguna señal.

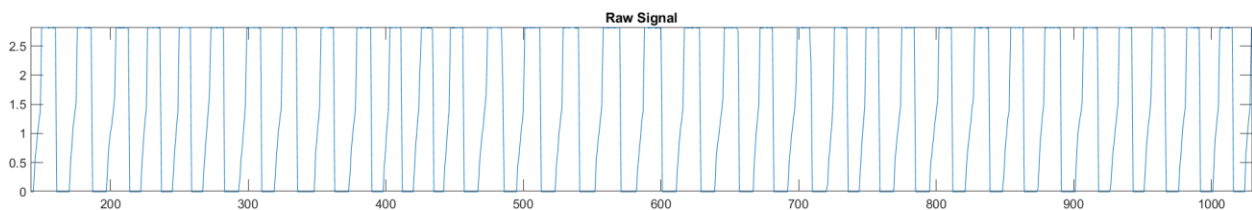


Ilustración 41: Electrodo Impreso en 3D-Sin Contacto con Sujeto

Fuente: Elaboración propia.

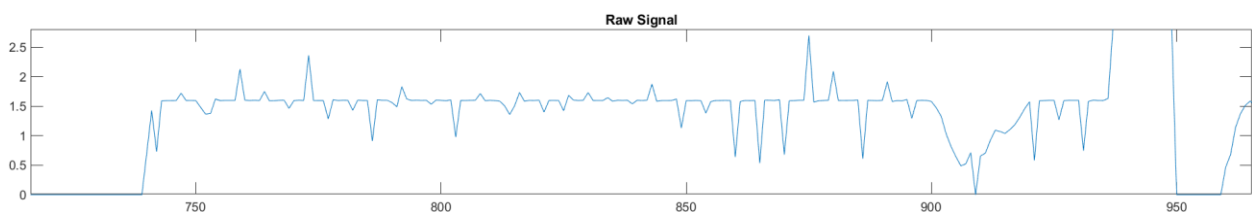


Ilustración 42: Electrodo Impreso en 3D-En Contacto con Sujeto

Fuente: Elaboración propia.

La señal sin contacto con la piel adoptó una forma de tren de pulso, lo cual se ha asociado comúnmente con interferencias o ruidos en el proyecto de investigación. En contraste, al establecer contacto con la piel, la señal mostró picos y una forma casi senoidal, demostrando así

que los electrodos impresos en 3D son capaces de detectar biopotenciales al hacer contacto con la superficie cutánea de los sujetos de prueba. Sin embargo, es importante destacar que estos electrodos son susceptibles a interferencias y que la sensibilidad es objeto a mayor estudio.

6.3. PROGRAMACIÓN UTILIZADA E INCORPORACIÓN IOT

En el desarrollo de ambos prototipos, se emplearon distintos entornos de programación. Para el P.E., se utilizó MATLAB, mientras que para el P.O., se optó por Arduino IDE. Aunque el principio de funcionamiento permaneció similar, se observaron diferencias significativas en su ejecución.

La programación del P.E. estaba diseñada para realizar muestras de un minuto y, mediante el algoritmo de Pan-Tompkins, contar e identificar los picos R y calcular la frecuencia cardíaca. Sin embargo, este proceso de inicialización y repetición era manual. Por otro lado, la programación en Arduino IDE se enfocaba en cargar un sketch al prototipo para que este corriera de forma continua, sin necesidad de iniciar manualmente el registro de datos.

Aunque la programación del P.O. puede considerarse menos rigurosa y especializada que la del P.E., se trabajó todo nativamente desde un mismo código para evitar llamar funciones o algoritmos foráneos. Es decir, lo que el algoritmo de Pan-Tompkins hacía en el P.E., ahora se realiza dentro del mismo código del P.O., cabe destacar que de forma más simplificada. Se realizó de esta forma ya que no se logró incluir una librería que aproximara lo que hacía Pan-Tompkins en el código de Arduino IDE.

Un componente distintivo del P.O. es la implementación de un umbral adaptativo, el cual se ajusta dinámicamente basado en la línea base calculada a partir de las últimas mediciones. Este umbral se recalcula continuamente como un múltiplo de la línea base promedio de las señales filtradas, asegurando así que solo se seleccionen los picos R que superen este umbral y un valor mínimo preestablecido en milivoltios (mV). Este valor mínimo se determinó manualmente a partir de mediciones en caninos, identificando el punto que predomina como nivel de referencia para las oscilaciones detectadas al usar el P.O.

La función de este umbral adaptativo es garantizar que solo se tomen en cuenta los picos que cumplan con estos criterios, con el fin de evitar la identificación errónea de picos y asegurar la precisión de los datos utilizados en el cálculo de FC. Este enfoque contribuye significativamente a minimizar los falsos positivos y a mejorar la fiabilidad de los resultados obtenidos con el P.O. durante las mediciones ya que se adapta continuamente.

Es importante destacar una observación relevante respecto al funcionamiento del P.O. relacionado con la graficación. Después de las mediciones en los primeros cinco sujetos de prueba con el P.O., este presentó un mal funcionamiento, dejó de operar y ya no se conectaba al programa Arduino IDE, lo que lo hacía irreconocible para su lectura. Para solucionar este problema, se realizó un reinicio del dispositivo, lo que posiblemente provocó una auto calibración implícita. Esta inferencia se basa en que los valores registrados por el P.O. comenzaron a ser más altos. Aunque estos valores están por debajo de lo esperado en un ECG, la variación se volvió más notable. En particular, las variaciones entre los momentos de contacto y no contacto se hicieron más evidentes, ya que antes, debido a las micro variaciones, los cambios no eran apreciables.

Con base en este hallazgo, se puede determinar que las señales obtenidas dentro del rango menor poseen cierta proporcionalidad conforme al registro de biopotenciales. Sin embargo, como son valores tan pequeños, no se aprecian los cambios de contacto y sin contacto. Se denotó que después de un tiempo y uso, los valores altos fueron decayendo. Perdiendo su efectividad conductora con el transcurso de pruebas. Lo cual implica que antes de cada prueba se debe realizar un reset para obtener datos más reales, permitiendo al electrodo trabajar como si fuera nuevo sin desgaste.

Aun con los datos bajos, que son meramente de referencia, existen micro variaciones que permiten calcular la FC. Como la programación está diseñada para contextualizarse con la media de línea base y un criterio establecido con base su prevalencia recurrente en las señales, esto puede ser un poco permisivo a la selección de picos para hacer el cálculo si se trata de números bajos.

La diferencia radica en que, dependiendo del rango de mV, se adaptan los valores de `thresholdMultiplier` y `filteredValue >` para mantener la proporcionalidad en la selección de picos.

Estos valores se ajustan, ya incrementándolos o reduciéndolos, según el rango en el que se registran los datos, ya sea que se obtengan valores muy bajos o mayores. Sin embargo, para fines de uniformidad y homogeneidad en las pruebas, se continuó trabajando con el P.O. sin resetearlo antes de cada prueba, para evitar discrepancias en la metodología empleada. Dicho criterio debe considerarse en futuras fases para la validación de la precisión de los datos recolectados con el P.O.

Con el propósito de demostrar la funcionalidad del código y analizar los bajos rangos de amplitud asociados con los electrodos impresos en 3D y una posible conversión ineficiente de datos crudos a mV, se realizó una comparación de pruebas individuales utilizando el código de Arduino IDE con electrodos de gel adhesivos y los electrodos impresos en 3D. Ambas pruebas se llevaron a cabo en un sujeto humano con el objetivo de validar la distinción entre las capacidades de los electrodos, sus rangos de mV y la adaptabilidad del código a diferentes rangos.

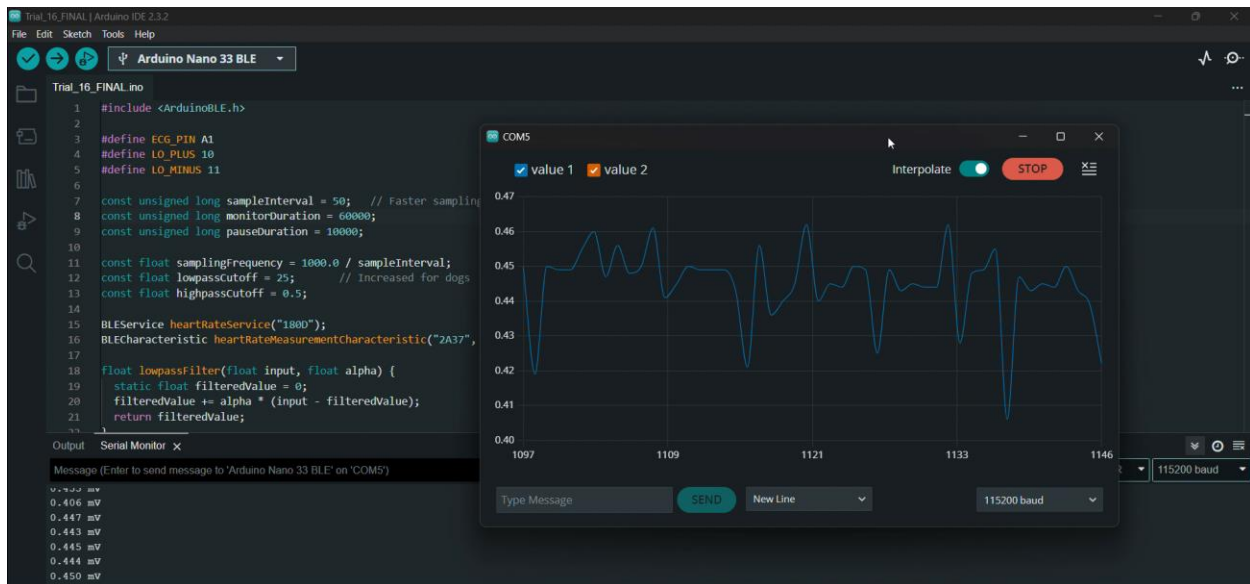


Ilustración 43: Código de P.O. con Electrodo Adhesivos

En la Ilustración 43, se emplearon electrodos de gel adhesivos con el código de Arduino IDE diseñado para el P.O. Se observa un rango de amplitud relativamente mayor, entre 0.40 y 0.50 mV, y una forma de onda de ECG más definida y similar a la tradicional.

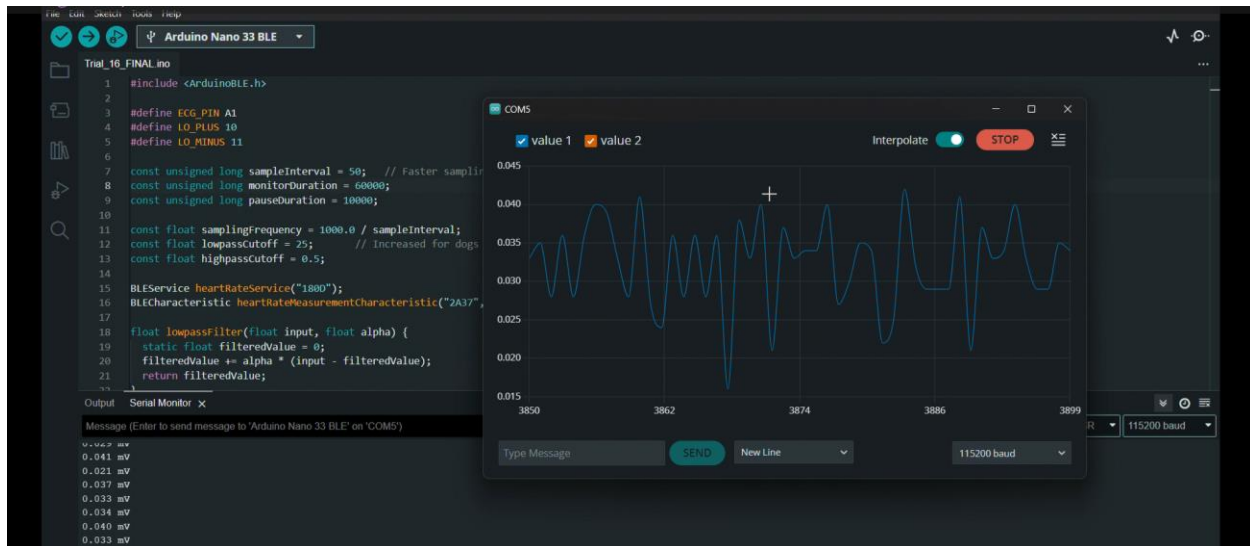


Ilustración 44: Código de P.O. con Electrodo Impreso en 3D

En la Ilustración 44, se utilizaron los electrodos impresos en 3D con el mismo código del P.O. En este caso, se registra un rango de amplitud entre 0.015 y 0.045 mV, valores significativamente inferiores a los obtenidos con los electrodos de gel. Sin embargo, similares a los obtenidos en los caninos. Estos resultados sugieren que factores como una conversión ineficiente de mV y la sensibilidad de los electrodos podrían estar influyendo en dichos valores. Además, la forma de la señal obtenida con los electrodos impresos en 3D es dispersa, cambiante y no uniforme, a diferencia de los picos tradicionales de un ECG.

Con base en las imágenes mostradas, se busca demostrar que el código en sí es capaz de procesar la señal y que su principio de funcionamiento es válido. Al enfrentar dos rangos distintos, el código demuestra su capacidad de adaptación en la detección de picos mediante el umbral adaptativo. Es importante destacar que estas pruebas no se enfocaron en validar la precisión de la FC, sino en demostrar que, si se mejorara la sensibilidad de los electrodos impresos en 3D para igualar la de los adhesivos, la calidad y amplitud de la señal aumentarían, y el código seguiría siendo funcional.

Otro aspecto que destacó en Arduino IDE en la optimización del prototipo fue la capacidad de abrir un canal de comunicación BLE para la transmisión inalámbrica de datos. Dado que el Arduino utilizado en el prototipo no era compatible con MATLAB, se optó por un programa que facilitara esta función. A través del código desarrollado en Arduino IDE, el P.O. se puede encontrar

y conectar por comunicación Bluetooth, lo que permitió la transmisión de datos de manera inalámbrica.

Para verificar la efectividad de esta comunicación, se utilizó la aplicación nRF Connect, la cual permitió visualizar en tiempo real las mediciones de FC. Los datos mostrados en la aplicación nRF Connect coincidieron con los valores obtenidos en el Serial Monitor de Arduino IDE, lo que validó el correcto funcionamiento de la transmisión de datos por Bluetooth. Este avance representa un paso significativo en la optimización y versatilidad del prototipo, al ofrecer una opción de comunicación inalámbrica que facilita su uso en diferentes escenarios y aplicaciones.

Aunque ambos códigos presentan ventajas y desventajas, es importante destacar algunas diferencias significativas. El P.E. ofrece una mejor visualización de la señal ECG, pero el criterio de umbralización es manual y puede variar entre individuos. En contraste, el P.O. proporciona valores más cercanos al valor real de la FC al momento de las mediciones, aunque la conversión de mV no es la óptima y los valores se toman más como referencia. Causando que la señal no sea la más clara o adecuada para fines de interpretación electrocardiográfica. Lo cual fue corroborado por los expertos del centro ya que al ver la señal confirmaron que en su mayoría era ruido e interferencias. También, como ventaja adicional, a través de este código se logró la comunicación por bluetooth.

Otro elemento para tomar en cuenta es como la representación gráfica en Arduino IDE solo se muestra en tiempo real y no permite guardar los datos después de cada medición como sí es posible en MATLAB. Ambos códigos presentan fortalezas y deficiencias, lo que sugiere la posibilidad de integrar lo mejor de ambos en uno solo para futuras fases de investigación y desarrollo.

6.4. DISEÑO WEARABLE

El diseño del prototipo optimizado se enfocó en proporcionar una solución que permitiera mantenerlo sujeto al canino de manera autónoma. Considerando la preferencia de colocar el prototipo en el costado izquierdo del pecho del animal, se ideó un diseño similar a un cinturón ajustable con cierre. Esta configuración permitía no solo asegurar el prototipo en su lugar, sino

también regular la presión ejercida sobre el canino para garantizar un contacto directo de los electrodos con la piel.

Aunque este diseño en forma de cinturón resultó efectivo principalmente en perros de razas medianas y grandes, presentó dificultades de ajuste en perros pequeños, donde tendía a deslizarse o quedaba flojo. Sin embargo, el concepto y enfoque del diseño ofrecen una alternativa distinta a las tecnologías wearables disponibles en el mercado veterinario. Mientras que la mayoría de estas tecnologías adoptan formas de collar, pecheras o accesorios, el P.O. se destaca por su diseño en forma de cinturón, posicionándolo más cerca de la ubicación anatómica del corazón del animal.

Comparado con dispositivos de monitoreo caninos como: el **PetPace Smart Collar** (PetPace Smart Collar 2.0 - PetPace, 2024), el **FitBark 2** (FitBark 2, 2024) o el **Whistle Health** (Whistle, 2024), que se colocan en la parte superior del lomo, el cuello o se enganchan al collar existente, el P.O. es relativamente más grande debido a los componentes que integra. Sin embargo, para su aplicación en un entorno clínico, el cual es el objetivo final, este busca ubicarse en un lugar distinto que los dispositivos comerciales, y obtener un mejor registro de la señal para funcionar como una herramienta fundamental en la monitorización continua de perros con afecciones cardíacas.

Mientras que los collares inteligentes tienen un enfoque más orientado hacia el uso doméstico y recreativo de todos los caninos, el dispositivo final que se busca lograr a desarrollar está diseñado para proporcionar un monitoreo preciso y específico en un entorno clínico para perros con cardiopatías.

6.5. PRESUPUESTO DE ELABORACIÓN

Para la elaboración del prototipo optimizado, se partió de los elementos aún en uso del P.E., combinados con los costos adicionales generados por las modificaciones introducidas en el P.O. A continuación, se detalla el presupuesto estimado en lempiras para la creación del P.O.

Tabla 16: Presupuesto de Elaboración de P.O.

Componente	Costo (lps)
Arduino Nano	L 1232
ECG AD8232	L 496
Baterías CR2032	L 45 x 2
Contenedor CR2032	L 60
Carcasa PLA Anterior	L 35
Carcasa TPU Frontal	L 250
Resina Epóxica 500 ml	L 385
Kit Soldadura	L 120
Jumpers	L 120
Electrodos Impresos 3D PLA Conductivo	L 50 x 3
Cinturón	L 60
Otros Gastos	Costo (lps por hora)
Mano de Obra	L 100 x 15
Total	L 4498

Fuente: Elaboración propia.

Es importante señalar que los precios mencionados no incluyeron el costo del IMU MPU 9250, y se tomó solo la mitad del precio de la carcasa original, ya que solo se utilizó una parte de esta. Teniendo en cuenta estos ajustes, el presupuesto se considera relativamente similar al del P.E., con un incremento del 4.72% sin incluir mano de obra. Esto refleja cómo el enfoque de optimización se centró en realizar mejoras que fueran costo-eficientes. Ya que el P.E. tenía un presupuesto de elaboración de 2,863 lps y el optimizado de 2,998 lps.

El costo de la mano de obra, estimado en base a las horas invertidas en actividades como la conceptualización de los electrodos, el diseño del cinturón, la elaboración del código y el ensamblaje de componentes asciende a 100 lps por hora. Este valor refleja las capacidades y conocimientos técnicos requeridos para el desarrollo del prototipo. Al incluir este costo, el presupuesto total del proyecto se incrementa en un 63.65%, alcanzando los 4,498 lps. Es importante señalar que este rubro no fue considerado en el presupuesto inicial del P.E.

Al comparar el costo del P.O. con tecnologías de monitorización disponibles en el mercado, como el PetPace Smart Collar (L 3,150- L 4,200), el FitBark 2 (L 1,260 - L 1,680) y el Whistle Health (L 1,680 - L 2,730), se observa una variación en los precios. Estos dispositivos comerciales suelen incluir servicios de suscripción que aumentan su costo total en aproximadamente un 10%.

Es comprensible que el costo del P.O. sea más elevado que el de los dispositivos comerciales mencionados, debido a que estos últimos están diseñados para producción en masa y se benefician de costos de fabricación más bajos. Además, el P.O. se encuentra en fase de prototipo, lo que implica que aún no se han optimizado los costos de producción. No obstante, a pesar de estar en una etapa temprana de desarrollo, la diferencia de precio con los dispositivos comerciales no es considerablemente grande.

6.6. APORTES Y SIGNIFICADOS

A través del proyecto de investigación y el prototipo elaborado hasta el momento, se ha continuado desarrollando una alternativa no invasiva para la medición de la frecuencia cardíaca en caninos, evitando así la necesidad de procedimientos invasivos como el rasurado o la inserción de dispositivos. Este enfoque es especialmente relevante para los perros con afecciones cardíacas, donde el monitoreo continuo y sin estrés es crucial para su bienestar.

Basándose en las percepciones y opiniones de los expertos del centro veterinario donde se llevaron a cabo las pruebas en los sujetos caninos, se han observado mejoras significativas en su confianza y satisfacción con respecto al progreso desde la versión del P.E. hasta el P.O. Específicamente, se han destacado mejoras en términos de precisión, diseño y comodidad del prototipo según su criterio.

Los expertos coinciden en que el concepto del dispositivo representa una herramienta útil para contextos clínicos, especialmente para el monitoreo de afecciones cardíacas en caninos. Ya que a menudo al realizar un electrocardiograma o auscultar, los pacientes se presentan nerviosos e incrementa su FC. Y con el dispositivo desarrollado, las mediciones se pueden realizar en contextos donde no se ocupe mucha intervención con el canino y este en situaciones de menos estrés. Además, al incorporar elementos como la conexión inalámbrica, se valida su posible implementación en la monitorización remota, lo que resulta beneficioso para el seguimiento de caninos cardiópatas.

A través del P.O., se contribuye a la validación de tecnologías emergentes, considerando esta fase como un avance ante el desarrollo de una tecnología wearable veterinaria. Se ha

complementado con la integración de elementos como la impresión 3D de electrodos con materiales conductores y la aplicación de la comunicación inalámbrica BLE.

Con los resultados obtenidos, se sienta una base sólida para continuar optimizando y adaptando esta tecnología con el fin de mejorar el monitoreo de la salud en canes. Además, se abren nuevas posibilidades para futuras investigaciones y desarrollos en este campo, promoviendo así avances significativos en la atención veterinaria y el bienestar animal.

6.7. LIMITACIONES

Siendo un proyecto de seguimiento, aún en fase de prototipado, se encontraron limitaciones que requieren un estudio adicional para mejorar la validación de los resultados obtenidos.

Durante las comparaciones con los métodos tradicionales, especialmente con los electrocardiogramas y los monitores con oximetría de pulso y de presión, surgió la limitación de que las mediciones se realizaron en momentos y contextos diferentes a los del prototipo. Estas variaciones en el estado del canino pueden influir significativamente en los márgenes de error, lo que puede aumentar la media del margen de error total. Sin embargo, las mediciones consecutivas con los métodos tradicionales estaban fuera del control del proyecto, ya que dependían del tiempo disponible del personal del centro veterinario. Asimismo, dichos métodos no se podían realizar a todos los caninos por temas de disponibilidad de tiempo en la veterinaria.

Otra limitación surgió en relación con la conectividad inalámbrica. Aunque se logró establecer la comunicación BLE y transmitir los datos de la frecuencia cardíaca, no fue posible enviar la gráfica de la onda de manera efectiva debido a las limitaciones de la aplicación utilizada para visualizar la información.

El diseño tipo cinturón, como se mencionó anteriormente, demostró ser útil para perros de razas medianas y grandes, pero resultó poco ajustado en perros pequeños, lo que requería intervención adicional para su funcionamiento eficiente.

Finalmente, se identificó una limitación en el código utilizado, ya que los valores representados en el eje "y", que deberían corresponder al voltaje, no permitían una interpretación

electrocardiográfica adecuada. La conversión de milivoltios en el código podría ser ineficaz y proporcionar información no proporcional a la actividad eléctrica esperada. Al igual que la sensibilidad del electrodo podría ser deficiente. Mas cuando se notó que después de un reset del Arduino su capacidad conductiva incrementaba aparentemente.

6.8. FUTURO DE LA INVESTIGACIÓN

El desarrollo de tecnologías médicas implica múltiples fases, y el presente proyecto de investigación se considera una de las etapas de seguimiento dentro de este proceso que conduce al desarrollo de un producto final. A partir de este punto, el futuro de la investigación se basa en los avances obtenidos en este proyecto.

Uno de los aspectos a explorar en futuras investigaciones es el tipo de electrodo utilizado. Aunque en este proyecto se empleó PLA Conductivo compuesto por carbono, la literatura señala otros materiales conductivos basados en grafeno o recubrimientos de grafeno que podrían ser más efectivos para el registro de bioseñales.

Además, si se decide continuar utilizando los componentes electrónicos actuales, se debe mejorar el código y potenciar las capacidades de filtrado y procesamiento de la señal, ya que este aspecto quedó limitado en el presente proyecto. También se puede promover el enfoque en dispositivos wearable inalámbricos, desarrollando una aplicación exclusiva para la visualización de datos de frecuencia cardíaca, como la onda ECG.

En futuras fases del proyecto, se debe poner un énfasis especial en pacientes con insuficiencia cardíaca congestiva. Esto implica delimitar rangos de alarmas proporcionales a la frecuencia cardíaca, analizar la correlación entre la actividad física de los caninos y su frecuencia cardíaca, y recopilar más parámetros relacionados con las afecciones cardíacas, entre otros aspectos. Es esencial realizar ensayos clínicos para validar cualquier avance y mediciones realizadas. Además, se sugiere utilizar sujetos de muestra que padezcan afecciones cardíacas para enriquecer la aplicabilidad clínica del prototipo mejorado y evaluar su efectividad en este tipo de pacientes.

VII. CONCLUSIONES

Las conclusiones presentadas a continuación se correlacionan directamente con los objetivos planteados en el proyecto de investigación, abordando si estos se cumplieron o no. La conclusión general evalúa el cumplimiento del objetivo general, mientras que las conclusiones parciales se centran en los objetivos específicos.

7.1. CONCLUSIÓN GENERAL

El prototipo optimizado representa un avance significativo en el desarrollo de una tecnología de monitoreo wearable para perros con insuficiencia cardíaca congestiva. Abordando las limitaciones del prototipo existente, se ha logrado un dispositivo funcional con potencial para aplicaciones clínicas veterinarias. La incorporación de electrodos impresos en 3D, un microcontrolador Arduino programado en lenguaje C++ en Arduino IDE con capacidad BLE y un diseño ergonómico en forma de cinturón, ha mejorado la precisión, comodidad y versatilidad del dispositivo.

No obstante, se identificó la necesidad de refinar la sensibilidad de los electrodos y el procesamiento de la señal para garantizar una medición más precisa y confiable, ya que actualmente está diseñado para manejar los rangos bajos obtenidos por los electrodos. A pesar de encontrarse aún en fase de prototipado, los avances logrados en el P.O. sientan las bases para el desarrollo de un dispositivo que contribuya significativamente al monitoreo continuo y no invasivo de la salud cardíaca en perros, mejorando así su calidad de vida y bienestar.

7.2. CONCLUSIONES PARCIALES

- a) Ensayos clínicos: Los ensayos clínicos realizados en una muestra diversa de perros, considerando diferentes razas, edades y tamaños, confirmaron una mejora en la precisión del prototipo optimizado en comparación con su versión anterior. Al emplear una muestra variada se evitó generalizar los datos recopilados. La retroalimentación de los expertos veterinarios validó también la efectividad del P.O. y su potencial utilidad en entornos clínicos, siempre con puntos de mejora.

- b) Electrodoos impresos en 3D e incorporación IoT: Los electrodoos impresos en 3D de PLA conductivo compuesto por carbono demostraron ser una alternativa viable a los electrodoos de gel tradicionales, eliminando la necesidad de rasurar al perro. Aunque se evidenció su capacidad para censar biopotenciales, se identificó la necesidad de optimizar su sensibilidad y consistencia en el registro de señales. También, la incorporación de la tecnología BLE permitió establecer una comunicación inalámbrica efectiva entre el P.O. y una aplicación, facilitando la visualización de datos de FC en tiempo real y abriendo la posibilidad de desarrollar aplicaciones móviles para el monitoreo remoto exclusivas para el dispositivo.
- c) Diseño Wearable: El diseño en forma de cinturón demostró ser eficiente para sujetar el dispositivo de manera autónoma, especialmente en perros de razas medianas y grandes. Sin embargo, se requiere un ajuste adicional para garantizar su eficacia en perros pequeños. Asimismo, el tamaño y peso del P.O. pueden representar un desafío para su uso prolongado en perros de razas pequeñas, lo que podría limitar su aplicabilidad en este grupo específico.

VIII. RECOMENDACIONES

Con base en las limitaciones y factores que influyeron en el desarrollo del prototipo optimizado, se pueden hacer recomendaciones para futuras fases de desarrollo del dispositivo y lograr un producto final más completo.

- a) Si se continúa trabajando con el Arduino que posee el prototipo, se podría beneficiar de refinar mejor la programación ya que el umbral adaptivo y criterios de selección de picos R puede ser susceptible a fallas debido a las micro variaciones en los valores que registra. Sin embargo, con base en el hallazgo del incremento en mV post "calibración sería útil una forma de automatizar este proceso sin necesidad de hacerlo manualmente. Como alternativa, manejar otros lenguajes de programación que sean compatibles con el Arduino, donde se pueda diseñar un código de monitoreo continuo que implemente Pan-Tompkins.
- b) Para corroborar la confiabilidad de las mediciones y verificar la proporcionalidad de las micro variaciones, se recomienda realizar ensayos clínicos "calibrando" el prototipo antes de cada medición en un sujeto de prueba y ajustar los valores del umbral según el contexto. Esto validaría la funcionalidad del código y permitiría adecuar los valores del eje "y" (mV) para que sean más representativos de la actividad eléctrica cardíaca.
- c) La sensibilidad de los electrodos impresos en 3D también requiere mayor estudio. Se deben evaluar factores como el número de protuberancias, dimensiones, tipo de material y recubrimientos conductores (como grafeno) para mejorar su capacidad de registrar biopotenciales de manera más precisa y confiable.
- d) Dado que el dispositivo se puede conectar vía BLE y es capaz de enviar datos de forma inalámbrica, se recomienda desarrollar una aplicación móvil exclusiva para presentar la información de monitoreo en tiempo real, complementando así la funcionalidad del dispositivo.
- e) En cuanto al diseño, se sugiere optimizar la forma y composición interna del dispositivo. Actualmente, los componentes están moldeados en resina, lo que dificulta el reemplazo de la batería. Sería beneficioso diseñar un acceso directo a los componentes para facilitar su reemplazo. Además, se recomienda desarrollar una correa más adaptable para perros

pequeños, ya que el diseño actual puede quedar flojo en estos casos, y reducir el tamaño y peso del dispositivo para mejorar su comodidad en razas pequeñas.

- f) En futuras etapas del proyecto, se debe enfatizar la aplicabilidad específica en pacientes cardiopatas. Esto implica evaluar parámetros como la variabilidad de la frecuencia cardíaca y la actividad física, así como establecer alarmas visuales y digitales ante eventos cardíacos.
- g) Con base en las sugerencias realizadas por los expertos del centro veterinario, la incorporación de una pantalla en la carcasa frontal del prototipo para visualizar la FC en tiempo real sería una mejora valiosa. Esto permitiría una evaluación rápida y eficiente del estado cardíaco de los pacientes caninos, especialmente en aquellos hospitalizados, sin necesidad de recurrir a métodos de medición adicionales como el electrocardiograma.

IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ASALE, R.-, & RAE. (2024). *Cardiopatía* | *Diccionario de la lengua española*. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/cardiopatía>
2. ASALE, R.-, & RAE. (2024). *Electrocardiografía* | *Diccionario de la lengua española*. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/electrocardiografía>
3. ASALE, R.-, & RAE. (2024). *Electrodo* | *Diccionario de la lengua española*. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/electrodo>
4. Definición.DE. (2023). *Ensayo clínico*—*Definicion.de*. Definición.de. <https://definicion.de/ensayo-clinico/>
5. Definición.DE. (2022). *Frecuencia cardíaca*—*Definicion.de*. Definición.de. <https://definicion.de/frecuencia-cardiaca/>
6. ASALE, R.-, & RAE. (2024). *Optimización* | *Diccionario de la lengua española*. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/optimización>
7. ASALE, R.-, & RAE. (2024). *Parámetro* | *Diccionario de la lengua española*. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/parámetro>
8. ASALE, R.-, & RAE. (2024). *Sensor* | *Diccionario de la lengua española*. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/sensor>
9. Vida Potencial. (2018, junio 21). *Qué es la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV o VFC) y por qué medirla*—*Vida Potencial*. <https://www.vidapotencial.com/variabilidad-frecuencia-cardiaca-hrv/>
10. Arimetrics. (2020, enero 28). *Qué es Wearable*—*Definición, significado y ejemplos*. <https://www.arimetrics.com/glosario-digital/wearable>
11. Atkins, C., Bonagura, J., Ettinger, S., Fox, P., Gordon, S., Haggstrom, J., Hamlin, R., Keene, B., Luis-Fuentes, V., & Stepien, R. (2009). Guidelines for the Diagnosis and Treatment of Canine Chronic Valvular Heart Disease. *Journal of Veterinary Internal Medicine*, 23(6), 1142–1150. <https://doi.org/10.1111/j.1939-1676.2009.0392.x>

12. Rush, J. E. (2002). *Chronic Valvular Heart Disease in Dogs*. <https://www.semanticscholar.org/paper/Chronic-Valvular-Heart-Disease-in-Dogs-Rush/c1683ea6d09581ccdd4ba61e72da13dea330542c>
13. Lahdenoja, O., Hurnanen, T., Kaisti, M., Koskinen, J., Tuominen, J., Vähä-Heikkilä, M., Parikka, L., Wiberg, M., Koivisto, T., & Pänkäälä, M. (2019). Cardiac monitoring of dogs via smartphone mechanocardiography: A feasibility study. *Biomedical Engineering Online*, 18(1), 47. <https://doi.org/10.1186/s12938-019-0667-9>
14. Shumakov, V., Kletikova, L., Martynov, A., & Khrushcheva, V. (2019). Clinical-laboratory Manifestations of Myocarditis in Dogs. *KnE Life Sciences*, 820–832. <https://doi.org/10.18502/kls.v4i14.5679>
15. Keene, B. W., Atkins, C. E., Bonagura, J. D., Fox, P. R., Häggström, J., Fuentes, V. L., Oyama, M. A., Rush, J. E., Stepien, R., & Uechi, M. (2019). ACVIM consensus guidelines for the diagnosis and treatment of myxomatous mitral valve disease in dogs. *Journal of Veterinary Internal Medicine*, 33(3), 1127–1140. <https://doi.org/10.1111/jvim.15488>
16. Hezzell, M. (2020). Monitoring congestive heart failure. *In Practice*, 42(S1), 14–21. <https://doi.org/10.1136/inp.m1684>
17. Ohno, K., Sato, K., Hamada, R., Kubo, T., Ikeda, K., Nagasawa, M., Kikusui, T., Nayak, S. K., Kojima, S., & Tadokoro, S. (2022). Electrocardiogram Measurement and Emotion Estimation of Working Dogs. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 7(2), 4047–4054. <https://doi.org/10.1109/LRA.2022.3145590>
18. Vezzosi, T., Tognetti, R., Buralli, C., Marchesotti, F., Patata, V., Zini, E., & Domenech, O. (2019). Home monitoring of heart rate and heart rhythm with a smartphone-based ECG in dogs. *The Veterinary Record*, 184(3), 96. <https://doi.org/10.1136/vr.104917>
19. Khatate, P., Savkar, A., & Patil, C. Y. (2018). Wearable Smart Health Monitoring System for Animals. *2018 2nd International Conference on Trends in Electronics and Informatics (ICOEI)*, 162–164. <https://doi.org/10.1109/ICOEI.2018.8553844>
20. Foster, M., Erb, P., Plank, B., West, H., Russenberger, J., Gruen, M., Daniele, M., Roberts, D. L., & Bozkurt, A. (2018). 3D-Printed Electrocardiogram Electrodes for Heart Rate Detection

- in Canines. *2018 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*, 1–4.
<https://doi.org/10.1109/BIOCAS.2018.8584677>
21. Foster, M., Wang, J., Williams, E., Roberts, D. L., & Bozkurt, A. (2021). Inertial Measurement Based Heart and Respiration Rate Estimation of Dogs During Sleep for Welfare Monitoring. *Proceedings of the Seventh International Conference on Animal-Computer Interaction*, 1–6.
<https://doi.org/10.1145/3446002.3446125>
22. Foster, M., Mealin, S., Gruen, M., Roberts, D. L., & Bozkurt, A. (2019). Preliminary Evaluation of a Wearable Sensor System for Assessment of Heart Rate, Heart Rate Variability, and Activity Level in Working Dogs. *2019 IEEE SENSORS*, 1–4.
<https://doi.org/10.1109/SENSORS43011.2019.8956771>
23. Foster, M., Brugarolas, R., Walker, K., Mealin, S., Cleghern, Z., Yuschak, S., Clark, J. C., Adin, D., Russenberger, J., Gruen, M., Sherman, B. L., Roberts, D. L., & Bozkurt, A. (2020). Preliminary Evaluation of a Wearable Sensor System for Heart Rate Assessment in Guide Dog Puppies. *IEEE Sensors Journal*, 20(16), 9449–9459.
<https://doi.org/10.1109/JSEN.2020.2986159>
24. Brugarolas, R., Latif, T., Dieffenderfer, J., Walker, K., Yuschak, S., Sherman, B. L., Roberts, D. L., & Bozkurt, A. (2016). Wearable Heart Rate Sensor Systems for Wireless Canine Health Monitoring. *IEEE Sensors Journal*, 16(10), 3454–3464.
<https://doi.org/10.1109/JSEN.2015.2485210>
25. Brugarolas, R., Dieffenderfer, J., Walker, K., Wagner, A., Sherman, B., Roberts, D., & Bozkurt, A. (2014). Wearable wireless biophotonic and biopotential sensors for canine health monitoring. *2014 IEEE SENSORS*, 2203–2206.
<https://doi.org/10.1109/ICSENS.2014.6985477>
26. Kumpulainen, P., Valdeoriola, A., Somppi, S., Törnqvist, H., Väättäjä, H., Majaranta, P., Surakka, V., Vainio, O., Kujala, M. V., Gizatdinova, Y., & Vehkaoja, A. (2018). Dog activity classification with movement sensor placed on the collar. *Proceedings of the Fifth International Conference on Animal-Computer Interaction*, 1–6.
<https://doi.org/10.1145/3295598.3295602>

27. Yanmaz, L. E., Okur, S., Ersoz, U., Senocak, M. G., & Turgut, F. (2022). Accuracy of Heart Rate Measurements of Three Smartwatch Models in Dogs. *Topics in Companion Animal Medicine*, 49, 100654. <https://doi.org/10.1016/j.tcam.2022.100654>
28. Quy, V. N., Xuan Duy, D. T., Kien, D. T., Tu, V. H., Sun, Q., Roy, V. A. L., Pham, V.-T., & Dao, T. T. (2019). Wearable Device for Monitoring Heart Rate Based on Low-Cost Piezoresistive Sensor. *2019 8th International Conference on Modern Circuits and Systems Technologies (MOCASST)*, 1–4. <https://doi.org/10.1109/MOCASST.2019.8741734>
29. Wang, P., Ma, Y., Liang, F., Zhang, Y., Yu, X., Li, Z., An, Q., Lv, H., & Wang, J. (2020). Non-Contact Vital Signs Monitoring of Dog and Cat Using a UWB Radar. *Animals*, 10(2), 205. <https://doi.org/10.3390/ani10020205>
30. Tazen, M., Sasaoka, N., & Okamoto, Y. (2023). Non-Contact Heart Rate Measurement Based on Adaptive Notch Filter and Elimination of Respiration Harmonics. *IEEE Access*, 11, 46107–46119. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2023.3272895>
31. Ramírez, I., & Cruz, L. (2009). Modelos de insuficiencia cardíaca en caninos. *Revista de Medicina Veterinaria*. <https://doi.org/10.19052/mv.1179>
32. Torres, L. (s/f). *La Insuficiencia Cardíaca Congestiva (ICC)*. Vanguardia Vet. Recuperado el 3 de abril de 2024, de <https://www.vanguardiaveterinaria.com.mx/la-insuficiencia-cardíaca-congestiva>
33. Brugarolas, R., Latif, T., Dieffenderfer, J., Walker, K., Yuschak, S., Sherman, B. L., Roberts, D. L., & Bozkurt, A. (2016). Wearable Heart Rate Sensor Systems for Wireless Canine Health Monitoring. *IEEE Sensors Journal*, 16(10), 3454–3464. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2015.2485210>
34. Besteiros, M. (2019). *Constantes vitales de un perro—TODO LO QUE DEBES SABER*. [expertoanimal.com. https://www.expertoanimal.com/constantas-vitales-de-un-perro-24083.html](https://www.expertoanimal.com/constantas-vitales-de-un-perro-24083.html)
35. Ricardo, R. (2020, septiembre 10). *VARIABLES DE INVESTIGACIÓN: Dependientes, independientes, de control, extrañas y moderadoras*. Estudyando. <https://estudyando.com/variables-de-investigacion-dependientes-independientes-de-control-extranas-y-moderadoras/>

36. MATLAB. (2024). *MATLAB - El lenguaje del cálculo técnico*. <https://la.mathworks.com/products/matlab.html>
37. SOLIDWORKS - Qué es y para qué sirve. (2024). *SolidBI*. <https://solid-bi.es/solidworks/>
38. Oyarzún, G. (2024, febrero 16). *Modelo V: ¿Sigue siendo útil para tus proyectos?* Blog - ComparaSoftware. <https://blog.comparasoftware.com/modelo-v/>
39. FILAMENT2PRINT. (2024). *PLA Conductivo Proto-Pasta | Filament2Print*. <https://filament2print.com/es/pla-especial/654-pla-conductivo-proto-pasta.html>
40. Pierce, K. (2020). *The Cardiovascular System in Animals—Circulatory System*. MSD Veterinary Manual. <https://www.msdsvetmanual.com/circulatory-system/cardiovascular-system-introduction/the-cardiovascular-system-in-animals>
41. *PetPace Smart Collar 2.0—PetPace*. (2024). <https://petpace.com/product/the-new-petpace-health-2-0/>
42. *FitBark 2*. (2024). PetSure Online Store. <https://www.fitbark.com.au/products/fitbark-2>
43. Whistle. (2024). *Whistle Smart devices*. Whistle. <https://www.whistle.com/collections/whistle-360-pet-monitoring>

ANEXOS

Anexo 1: Código en MATLAB para P.E.

```
% Detección y conteo de latidos
clear; clc;
% t = ble();
a = arduino();
muestra = 1500;
duracion = 60;
ventana_muestras = 60;
lect = zeros(1, muestra);

configurePin(a, "D12", "DigitalOutput");

writePWMPulse(a, "D12", 3.3);

figure;
plotHandle = plot(1:muestra, lect);
title('Señal ECG en Tiempo Real');
xlabel('Tiempo');
ylabel('Voltaje (V)');

tic
for i = 1:muestra
    lect(i) = readVoltage(a, "A1");

    set(plotHandle, 'YData', lect);

    if i > ventana_muestras
        set(gca, 'XLim', [i-ventana_muestras, i]);
    end

    title('Señal ECG en Tiempo Real');
    drawnow;

    if toc >= duracion
        break;
    end
end

ecg_signal = lect;
fs = 100;

[qrs_peaks, qrs_locations] = pan_tompkin(ecg_signal, fs);

% Bandpass filter (0.5 - 50 Hz)
ecg_filtered = bandpass(ecg_signal, [0.5 50], fs);

% Calculate derivative
ecg_derivative = diff(ecg_filtered);

% Square the derivative
ecg_squared = ecg_derivative.^2;
```

```

    % Moving average filter
    window_width = round(0.150 * fs); % 150 ms window
    b = (1/window_width) * ones(1, window_width);
    ecg_smoothed = conv(ecg_squared, b, 'same');

    % Find peaks in the smoothed signal
    [~, qrs_locations] = findpeaks(ecg_smoothed, 'MinPeakHeight',
    mean(ecg_smoothed));

    % Eliminate false positives by checking the amplitude of the original signal
    qrs_peaks = ecg_signal(qrs_locations);

contador_qrs = 0;

% Verifica si hay picos y actualiza el contador
if ~isempty(qrs_peaks)
    contador_qrs = length(qrs_peaks);
    disp(['Latidos por minuto: ' num2str(contador_qrs/2.5)]);
else
    disp('No se encontraron picos QRS. ');
end

thingSpeakWrite(2454450, contador_qrs/2.5, "WriteKey", "M09JZL2HQMOF5CGA")

% Detección de Movimiento y Selección de Rango de Interés
configurePin(a, "D2", "DigitalInput");

imu = mpu9250(a, "Bus", 0, "I2CAddress", [0x68, 0xC]);

acc = zeros(muestra,3); promacc = zeros(1,3); desacc = zeros(1,3); desv1 =
zeros(muestra,3);
vel = zeros(muestra,3); promvel = zeros(1,3); desvel = zeros(1,3); desv2 =
zeros(muestra,3);
ca = 200;
cv = 200;
cl = 140;
speed = 16;
umbral = 1;

for i=1:muestra
    acc(i,:) = readAcceleration(imu);
    vel(i,:) = readAngularVelocity(imu);
end

%Graficar los valores obtenidos de la IMU
figure;
subplot(2, 1, 1);
plot(acc);
title('Aceleración');

subplot(2, 1, 2);
plot(vel);
title('Velocidad Angular');

%Obtener promedio del valor en cada eje

```

```

for i = 1:3
    promacc(i) = mean(acc(:,i));
    promvel(i) = mean(vel(:,i));
end

%Obtener la desviacion estandar en cada eje
for i = 1:3
    desacc(i) = std(acc(:,i));
    desvel(i) = std(vel(:,i));
end

%Verificar desviacion de cada valor
for i = 1:3
    for j = 1:muestra
        desv1(j,i) = (acc(j,i) - promacc(i)) / desacc(i);
        desv2(j,i) = (vel(j,i) - promvel(i)) / desvel(i);
    end
end

%Encontrar valores fuera del umbral
valacc = find(desv1 > umbral);
valvel = find(desv2 > umbral);

%Contar valores fuera del umbral aceleracion
contador_aceleracion = 0;
contador_velocidad = 0;
if ~isempty(valacc)
    contador_aceleracion = length(valacc);
    disp(contador_aceleracion);
end

%Contar valores fuera del umbral velocidad
if ~isempty(valvel)
    contador_velocidad = length(valvel);
    disp(contador_velocidad);
end

if (((contador_aceleracion < ca) && (contador_velocidad < cv)) || (promvel < speed))
&& (contador_qrs/2.5 > c1)
    thingSpeakWrite(2454450, 'Fields', 2, 'Values', 2, "WriteKey", "M09JZL2HQMOF5CGA");
elseif (((contador_aceleracion > ca) && (contador_velocidad > cv)) || (promvel <
speed)) && (contador_qrs/2.5 > c1)
    thingSpeakWrite(2454450, 'Fields', 2, 'Values', 1, "WriteKey", "M09JZL2HQMOF5CGA");
else
    thingSpeakWrite(2454450, 'Fields', 2, 'Values', 0, "WriteKey", "M09JZL2HQMOF5CGA");
end

```

Anexo 2: Algoritmo de Pan-Tompkins

```

function varargout = bandpass(x,varargin)
narginchk(1,9);
nargoutchk(0,2);

```

```

opts = signal.internal.filteringfcns.parseAndValidateInputs(x, 'bandpass', varargin);

```

```

% Design filter - depending on passband and stopband values, the filter
% design might be a lowpass or a high pass design.
if opts.WpassNormalized(2) >= 1
    % If Wpass(1) >= 1 the case will be handled by the
    % highpass function.

    if opts.WpassNormalized(1) < 1
        % If allstop filter, let the highpass filter warn
        warning(message('signal:internal:filteringfcns:ForcedHighpassDesign'));
    end

    [y,D] = performHighpassFiltering(x,opts);
    opts.FilterObject = D;

else
    % Design bandpass filter and filter the data
    opts = designFilter(opts);
    if opts.IsSinglePrecision
        opts.FilterObject = single(opts.FilterObject);
    end
    y = signal.internal.filteringfcns.filterData(x,opts);
end

if nargout > 0
    varargout{1} = y;
    if nargout > 1
        varargout{2} = opts.FilterObject;
    end
else
    % Plot input and output data
    signal.internal.filteringfcns.conveniencePlot(x,y,opts);
end

%-----
function [y,D] = performHighpassFiltering(x,opts)

if opts.IsTimetable
    [y,D] = highpass(x,opts.Wpass(1), 'Steepness',opts.Steepness(1),...
        'StopbandAttenuation',opts.StopbandAttenuation);
else
    if opts.IsNormalizedFreq
        [y,D] = highpass(x,opts.Wpass(1), 'Steepness',opts.Steepness(1),...
            'StopbandAttenuation',opts.StopbandAttenuation);
    else
        [y,D] = highpass(x,opts.Wpass(1),opts.Fs, 'Steepness',opts.Steepness(1),...
            'StopbandAttenuation',opts.StopbandAttenuation);
    end
end

%-----
function opts = designFilter(opts)

opts.IsFIR = true;
Fs = opts.Fs;
Wpass = opts.Wpass;

```

```

WpassNormalized = opts.WpassNormalized;
Apass = opts.PassbandRipple;
Astop = opts.StopbandAttenuation;

% All pass filter if signal length is <=6
if opts.SignalLength <= 6
    d = dfilt.dffir(1);
    opts.FilterObject = digitalFilter(d);

warning(message('signal:internal:filteringfcns:AllPassBecauseSignalIsTooShort',num2str(6)));
    return;
end

% Compute Tw and Wstop
if numel(opts.TwPercentage) == 1
    % Equal tw on both bands, chose min Tw
    TwPercentage = opts.TwPercentage;
    Tw1 = TwPercentage * WpassNormalized(1);
    Tw2 = TwPercentage * (1 - WpassNormalized(2));
    Tw = min(Tw1,Tw2);
    Tw1 = Tw;
    Tw2 = Tw;
else
    % Different tw on each band is allowed
    TwPercentage1 = opts.TwPercentage(1);
    TwPercentage2 = opts.TwPercentage(2);
    Tw1 = TwPercentage1 * WpassNormalized(1);
    Tw2 = TwPercentage2 * (1 - WpassNormalized(2));
end

WstopNormalized = [0 0];
WstopNormalized(1) = WpassNormalized(1) - Tw1;
WstopNormalized(2) = WpassNormalized(2) + Tw2;
Wstop = WstopNormalized * (Fs/2);

opts.Wstop = Wstop;
opts.WstopNormalized = WstopNormalized;

% Try to design an FIR filter, if order too large for input signal length,
% then try an IIR filter.

% Calculate the required min FIR order from the parameters
F = [Wstop(1) Wpass(1) Wpass(2) Wstop(2)];
A = [opts.StopbandAttenuationLinear opts.PassbandRippleLinear
opts.StopbandAttenuationLinear];
NreqFir = kaiserord(F, [0 1 0], A, Fs);

impRespType = signal.internal.filteringfcns.selectImpulseResponse(NreqFir, opts);

if strcmp(impRespType,'iir')
    % IIR design

    opts.IsFIR = false;

```

```

% Get the min order of an elliptical IIR filter that will meet the
% specs and see if signal length is > 3*order otherwise, truncate order
N = getIIRMinOrder(WpassNormalized,WstopNormalized,Apass,Astop);

if opts.SignalLength <= 3*N
    N = max(2,floor(opts.SignalLength/3));

    if N > 2 && 3*N == opts.SignalLength
        N = N-1;
    end
    % Order must be even
    if isodd(N)
        N = max(2,N-1);
    end

    params = {'bandpassiir', 'FilterOrder', N,...
        'PassbandFrequency1', Wpass(1), 'PassbandFrequency2', Wpass(2),...
        'StopbandAttenuation1', Astop, 'PassbandRipple', Apass,...
        'StopbandAttenuation2', Astop, 'DesignMethod', 'ellip'};

    warning(message('signal:internal:filteringfcns:SignalLengthForIIR'));

else
    params = {'bandpassiir', 'StopbandFrequency1', Wstop(1),...
        'PassbandFrequency1', Wpass(1), 'PassbandFrequency2', Wpass(2),...
        'StopbandFrequency2', Wstop(2), 'StopbandAttenuation1', Astop,...
        'PassbandRipple', Apass, 'StopbandAttenuation2', Astop,...
        'DesignMethod', 'ellip'};
end
else
% FIR design
params = {'bandpassfir', 'StopbandFrequency1', Wstop(1),...
    'PassbandFrequency1', Wpass(1), 'PassbandFrequency2', Wpass(2),...
    'StopbandFrequency2', Wstop(2), 'StopbandAttenuation1',Astop,...
    'PassbandRipple', Apass, 'StopbandAttenuation2', Astop,...
    'DesignMethod', 'kaiserwin', 'MinOrder', 'Even'};
end

if ~opts.IsNormalizedFreq
    params = [params {'SampleRate',Fs}];
end
opts.FilterObject = designfilt(params{:});

%-----
function N = getIIRMinOrder(WpassNormalized,WstopNormalized,Apass, Astop)
% Compute analog frequencies
% WpassNormalized, WstopNormalized are passband and stopband normalized
% frequencies Apass, and Astop are ripple and attenuation in linear units

% Analog frequencies
c =
sin(pi*(WpassNormalized(1)+WpassNormalized(2)))/(sin(pi*WpassNormalized(1))+sin(pi*Wp
assNormalized(2)));

aWpass = abs((c-cos(pi*WpassNormalized(2)))/sin(pi*WpassNormalized(2)));

```

```

ws1 = (c-cos(pi*WstopNormalized(1)))/sin(pi*WstopNormalized(1));
ws2 = (c-cos(pi*WstopNormalized(2)))/sin(pi*WstopNormalized(2));
aWstop = min(abs([ws1,ws2]));

[N, ~] =
signal.internal.filteringfcns.getMinIIREllipOrder(aWpass,aWstop,Apass,Astop);

N = 2*N;

```

Anexo 3: Código en ARDUINO IDE para P.O.

```

#include <ArduinoBLE.h>

#define ECG_PIN A1
#define LO_PLUS 10
#define LO_MINUS 11

const unsigned long sampleInterval = 50; // Faster sampling (20 Hz)
const unsigned long monitorDuration = 60000;
const unsigned long pauseDuration = 10000;

const float samplingFrequency = 1000.0 / sampleInterval;
const float lowpassCutoff = 25; // Increased for dogs
const float highpassCutoff = 0.5;

BLEService heartRateService("180D");
BLECharacteristic heartRateMeasurementCharacteristic("2A37", BLERead | BLENotify,
2);

float lowpassFilter(float input, float alpha) {
    static float filteredValue = 0;
    filteredValue += alpha * (input - filteredValue);
    return filteredValue;
}

float highpassFilter(float input, float alpha) {
    static float filteredValue = 0;
    static float lastInput = 0;
    filteredValue = alpha * (filteredValue + input - lastInput);
    lastInput = input;
    return input - filteredValue;
}

unsigned long lastSampleTime = 0;
unsigned long monitorStartTime = 0;
int beatCounter = 0;
int rawValue = 0;

```

```

float lastFilteredValue = 0;
float filteredThreshold = 0.0;
float baseline = 0.0;
const float thresholdMultiplier = 1.5;

// Variables for average calculation
float filteredValueSum = 0;
int filteredValueCount = 0;

enum State { MONITORING, PAUSED };
State currentState = PAUSED;

void setup() {
  Serial.begin(115200);
  pinMode(ECG_PIN, INPUT);
  pinMode(LO_PLUS, INPUT);
  pinMode(LO_MINUS, INPUT);

  BLE.begin();
  BLE.setLocalName("ECG_Sensor");
  BLE.setAdvertisedService(heartRateService);

  heartRateService.addCharacteristic(heartRateMeasurementCharacteristic);
  BLE.addService(heartRateService);

  BLE.advertise();

  // Calculate initial baseline by averaging first few samples
  for (int i = 0; i < 100; i++) {
    rawValue = analogRead(ECG_PIN);
    float inputVoltage = (rawValue * 5.0) / 1024.0; // Assuming 5V reference
    baseline += inputVoltage;
    delay(sampleInterval); // Wait for next sample
  }
  baseline /= 100;
  filteredThreshold = baseline * thresholdMultiplier; // Set initial threshold
based on multiplier
}

void loop() {
  unsigned long currentTime = millis();

  switch (currentState) {
    case MONITORING:
      if (currentTime - lastSampleTime >= sampleInterval) {

```

```

lastSampleTime = currentTime;

if (digitalRead(LO_PLUS) == HIGH || digitalRead(LO_MINUS) == HIGH) {
    Serial.println("Leads off!");
    beatCounter = 0;
} else {
    rawValue = analogRead(ECG_PIN);

    // Convert raw value to millivolts
    float inputVoltage = (rawValue * 5.0) / 1024.0; // Assuming 5V
reference
    float filteredValue = lowpassFilter(inputVoltage, lowpassCutoff /
samplingFrequency);
    filteredValue = highpassFilter(filteredValue, highpassCutoff /
samplingFrequency);

    filteredValueSum += filteredValue;
    filteredValueCount++;

    // Dynamically adjust threshold (more sensitive now)
    baseline = 0.99 * baseline + 0.01 * filteredValue;
    filteredThreshold = baseline * thresholdMultiplier; // Set threshold
1.5 times the baseline

    // Beat detection with additional condition
    if (filteredValue > filteredThreshold &&
        filteredValue > lastFilteredValue &&
        filteredValue > 0.017) { // Additional condition for peak height
        beatCounter++;
    }

    lastFilteredValue = filteredValue;
    Serial.print(filteredValue, 3);
    Serial.println(" mV");
}
}

if (currentTime - monitorStartTime >= monitorDuration) {
    if (beatCounter > 0) {
        float heartRate = 60000.0 * beatCounter / monitorDuration;
        Serial.print("Heart Rate: ");
        Serial.print(heartRate);
        Serial.println(" BPM");
    } else {
        Serial.println("No heartbeats detected.");
    }
}

```

```

    }

    // Calculate and print average filtered value
    if (filteredValueCount > 0) {
        float averageFilteredValue = filteredValueSum / filteredValueCount;
        Serial.print("Average Filtered Value: ");
        Serial.print(averageFilteredValue, 3);
        Serial.println(" mV");
    } else {
        Serial.println("No filtered values recorded.");
    }
}

beatCounter = 0;
filteredValueSum = 0;
filteredValueCount = 0;
currentState = PAUSED;
monitorStartTime = currentTime;
}
break;

case PAUSED:
    if (currentTime - monitorStartTime >= pauseDuration) {
        currentState = MONITORING;
        monitorStartTime = currentTime;
    }
    break;
}

BLEDevice central = BLE.central();
if (central && currentState == MONITORING) {
    uint8_t heartRateValue[2] = {0b00000100, static_cast<uint8_t>(beatCounter)};
    heartRateMeasurementCharacteristic.writeValue(heartRateValue, 2);
}
}
}

```

Anexo 4: Documentación



CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPACIÓN DE MASCOTAS EN

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

Yo Berta Lina Oliva, mayor de edad, de nacionalidad hondureña y con DNI: 0107197402732, autorizo la participación de mi perro en el estudio llamado "Optimización de Prototipo Wearable para Monitoreo de Frecuencia Cardíaca en Perros", el cual tiene como objetivo evaluar la frecuencia cardíaca de los perros utilizando un prototipo de un dispositivo veterinario con el fin de validar la viabilidad y eficacia del prototipo propuesto. Llevado a cabo por José Sarmiento, con DNI: 0501-1999-05600, estudiante de ingeniería en biomédica de la Universidad Tecnológica Centroamericana (UNITEC) con carnet de estudiante número: 21841271.

Al aceptar participar en este estudio, usted comprende y acepta lo siguiente:

PRIMERO: Propósito del Estudio: El propósito de este estudio es medir la frecuencia cardíaca de su perro utilizando un dispositivo veterinario con el objetivo de validar la precisión y viabilidad del dispositivo para su uso veterinario.

SEGUNDO: Procedimiento: Durante la participación de su perro en el estudio, se le colocará un dispositivo veterinario para medir su frecuencia cardíaca. Este dispositivo es no invasivo y no causa ningún daño al animal. El procedimiento se llevará a cabo con el mayor cuidado y consideración hacia la comodidad y el bienestar de su mascota.

TERCERO: Confidencialidad: Toda la información recopilada durante el estudio se tratará de manera confidencial. Los datos obtenidos se utilizarán únicamente para fines de investigación y no se divulgarán de manera que puedan identificar a su mascota sin su consentimiento explícito.

CUARTO: Beneficios y Riesgos: El principal beneficio de su participación en este estudio es contribuir al avance del conocimiento científico en el campo de desarrollo de dispositivos de medicina veterinaria. La mascota podría experimentar ansiedad u otros síntomas asociados al colocar el dispositivo, sin embargo, se hará todo lo posible para evitar molestias y que se sienta incómodo. No se presentarán riesgos para la salud o el bienestar de su mascota asociados con su participación en este estudio.

Ilustración 45: Ejemplo Consentimiento Informado (Pág. 1)

Fuente: Elaboración propia.



QUINTO: Contacto del Investigador: Si tiene alguna pregunta o inquietud sobre el estudio, o si desea obtener más información en cualquier momento, no dude en ponerse en contacto con el investigador a través del número 9839-0590.

Al firmar este documento, usted indica que ha leído y comprendido las cláusulas proporcionadas anteriormente y que es consiente de la participación de su mascota en el estudio descrito.

Y para los fines legales que se estime convenientes se firma la presente en la ciudad de San Pedro Sula, departamento de Cortes, a los 15 días del mes de mayo del año dos mil veinticuatro.

Firma del Propietario de la Mascota



13/5/2024

Firma de Jefe Académico de Ingeniería en Biomédica UNITEC SPS - Reyna Valle

Agradecemos su participación y colaboración en este estudio. Su contribución es invaluable para el avance de la investigación en el campo de la salud animal.

Ilustración 46: Ejemplo Consentimiento Informado (Pág. 2)

Fuente: Elaboración propia.



ACUERDO DE CONFIDENCIALIDAD

Entre el Hospital Veterinario Pet's Planet, con sede en Col. Colombia, Plaza Santa Lucía, cuadra y media al norte del Teatro Saybe, San Pedro Sula, en adelante denominado "El Centro Veterinario", y José Sarmiento, con DNI: 0501-1999-05600, estudiante de ingeniería en biomédica de la Universidad Tecnológica Centroamericana (UNITEC) con carnet de estudiante número: 21841271, en adelante denominado "El Investigador".

Ambas partes, en adelante denominadas colectivamente como "las Partes",

Considerando:

Que El Investigador está llevando a cabo un proyecto de investigación titulado "Optimización de Prototipo Wearable para Monitoreo de Frecuencia Cardíaca en Perros", que involucra la colaboración y el acceso a datos del Centro Veterinario.

Que el Centro Veterinario está dispuesto a colaborar con El Investigador en el marco de dicho proyecto de investigación, proporcionando acceso a instalaciones, pacientes, y datos relevantes.

Por lo tanto, ambas partes acuerdan lo siguiente:

PRIMERO: Confidencialidad: El Centro Veterinario se compromete a mantener en estricta confidencialidad toda la información proporcionada por El Investigador en relación con el proyecto de investigación. Esto incluye, pero no se limita a, valores de mediciones por el prototipo, resultados de pruebas, tecnología y diseño del prototipo y cualquier otra información sensible o confidencial.

SEGUNDO: Uso de la Información: El Investigador se compromete a utilizar la información proporcionada por el Centro Veterinario únicamente con el propósito de llevar a cabo el proyecto de investigación mencionado anteriormente. No divulgará esta información a terceros sin el consentimiento previo por el Centro Veterinario.

TERCERO: Propiedad de la Información: Todas las informaciones y datos generados en el curso del proyecto de investigación serán propiedad conjunta de ambas partes y podrán ser utilizados de acuerdo con los términos y condiciones acordados mutuamente.

CUARTO: Duración del Acuerdo: Este acuerdo de confidencialidad entrará en vigencia en la fecha de su firma y permanecerá en vigor durante el período necesario para llevar a cabo el proyecto de investigación. Una vez completado el proyecto, ambas partes acordarán en qué medida la confidencialidad debe seguir siendo aplicable.

Ambas partes confirman que han leído y entendido este acuerdo de confidencialidad y lo aceptan en su totalidad.

Ilustración 47: Acuerdo de Confidencialidad (Pág. 1)

Fuente: Elaboración propia.



Y para los fines legales que se estime convenientes se firma la presente en la ciudad de San Pedro Sula, departamento de Cortes, a los 30 días del mes de abril del año dos mil veinticuatro.


9/5/2024



Firma del Representante del Centro Veterinario



Firma del Investigador


8/5/2024


Firma de Jefe Académico de Ingeniería en Biomedicina UNITEC SPS- Reyna Valle

Este acuerdo de confidencialidad constituye el entendimiento completo entre las partes con respecto a su objeto y reemplaza a todos los entendimientos anteriores o contemporáneos, ya sean escritos u orales, con respecto a ese objeto.

Ilustración 48: Acuerdo de Confidencialidad (Pág. 2)

Fuente: Elaboración propia.

Anexo 5 : Herramientas de Medición



Ilustración 49: Electrocardiograma de Sujeto de Prueba #2 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

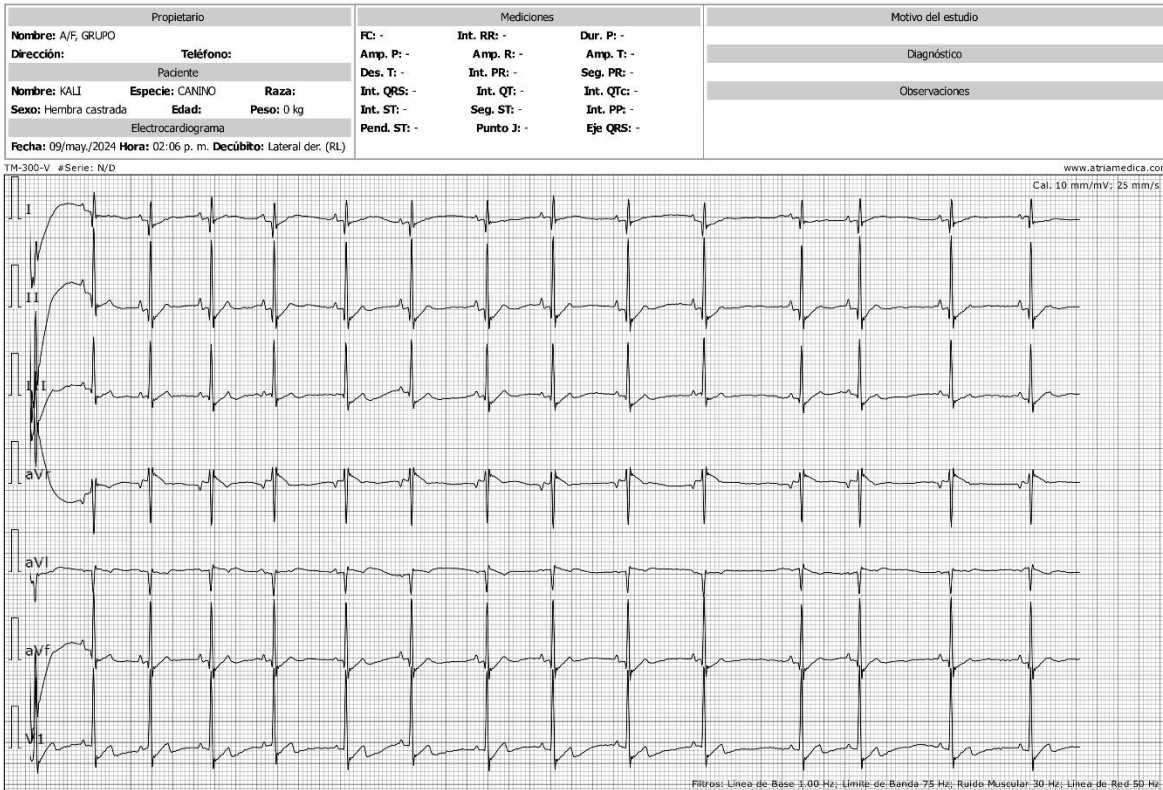


Ilustración 50: Electrocardiograma de Sujeto de Prueba #3 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

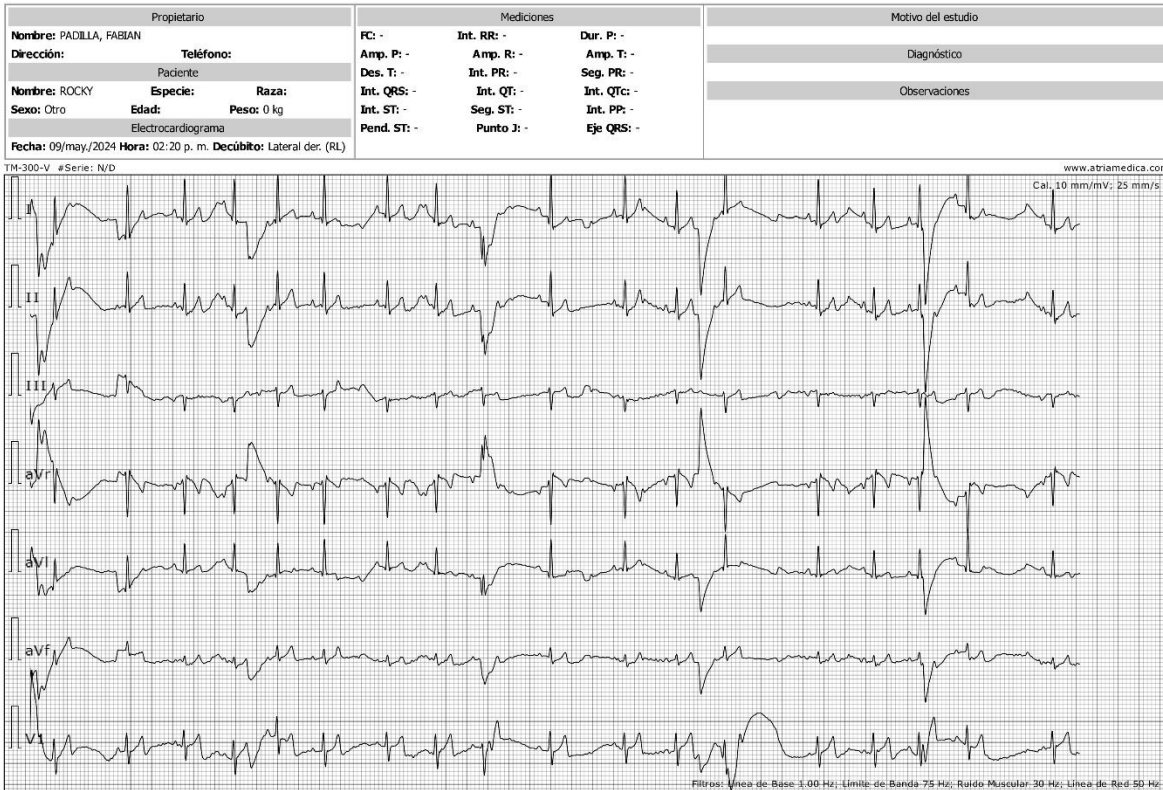


Ilustración 51: Electrocardiograma de Sujeto de Prueba #4 P.E.

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 17: Instrumentos de Medición para Métodos Tradicionales

Método Tradicional	Tipo	Fabricante/Marca	Modelo	Numero Serial	Observaciones
#1	Estetoscopio	3M Littmann	NA	NA	Utilizados para los cálculos de latidos por minuto, mediante el método manual. La precisión está sujeta a la técnica aplicada por el individuo que realiza la medición.
#2	Electrocardiógrafo	Temis Tech	TM-300V	202204290673	Sistema de ECG basado en PC, empleado para la medición de la frecuencia cardíaca y la actividad eléctrica cardíaca. Con capacidad de 5 derivaciones, permite mostrar gráficos individuales por derivación y registra la frecuencia cardíaca en tiempo real. Utiliza electrodos de pinza para su funcionamiento.
#3.1	Monitor-Módulo SpO2	Mindray-Animal Care	uMEC 10 Vet	NA	Se emplea el módulo de SpO2 para medir las pulsaciones por minuto en pacientes sometidos a procedimientos quirúrgicos. Este dato se utilizó exclusivamente en pacientes de cirugía, dado que deben permanecer en completo reposo.
#3.2	Monitor Medidor de Presión	CONTEC	08A-VET		Dispositivo utilizado principalmente para medir la presión arterial de sujetos caninos, sin embargo, posee un módulo a partir de un principio de operación del esfigmomanómetro para determinar los latidos por minuto del paciente. Utilizado como complementario o alternativa al oxímetro de pulso para determinar los BPM dentro de las pruebas.

Fuente: Elaboración propia.



Ilustración 52: Medición por Método Tradicional #1-Auscultación

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 53: Medición por Método Tradicional #2-ECG

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 55: Medición por Método Tradicional #3.2-Monitor con Medidor de Presión

Fuente: Imagen propia.

Anexo 6: Sujetos de Prueba



Ilustración 56: Sujeto de Prueba #1 P.E.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 57: Sujeto de Prueba #2 P.E.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 58: Sujeto de Prueba #3 P.E.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 59: Sujeto de Prueba #4 P.E.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 60: Sujeto de Prueba #5 P.E.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 61: Sujeto de Prueba #6 P.E.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 62: Sujeto de Prueba #7 P.E.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 63: Sujeto de Prueba #8 P.E.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 64: Sujeto de Prueba #9 P.E.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 65: Sujeto de Prueba #10 P.E.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 66: Sujeto de Prueba #1 P.O.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 67: Sujeto de Prueba #2 P.O.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 68: Sujeto de Prueba #3 P.O.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 69: Sujeto de Prueba #4 P.O.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 70: Sujeto de Prueba #5 P.O.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 71: Sujeto de Prueba #6 P.O.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 72: Sujeto de Prueba #7 P.O.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 73: Sujeto de Prueba #8 P.O.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 74: Sujeto de Prueba #9 P.O.

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 75: Sujeto de Prueba #10 P.O.

Fuente: Imagen propia.

Anexo 7: Componentes de Prototipo Optimizado

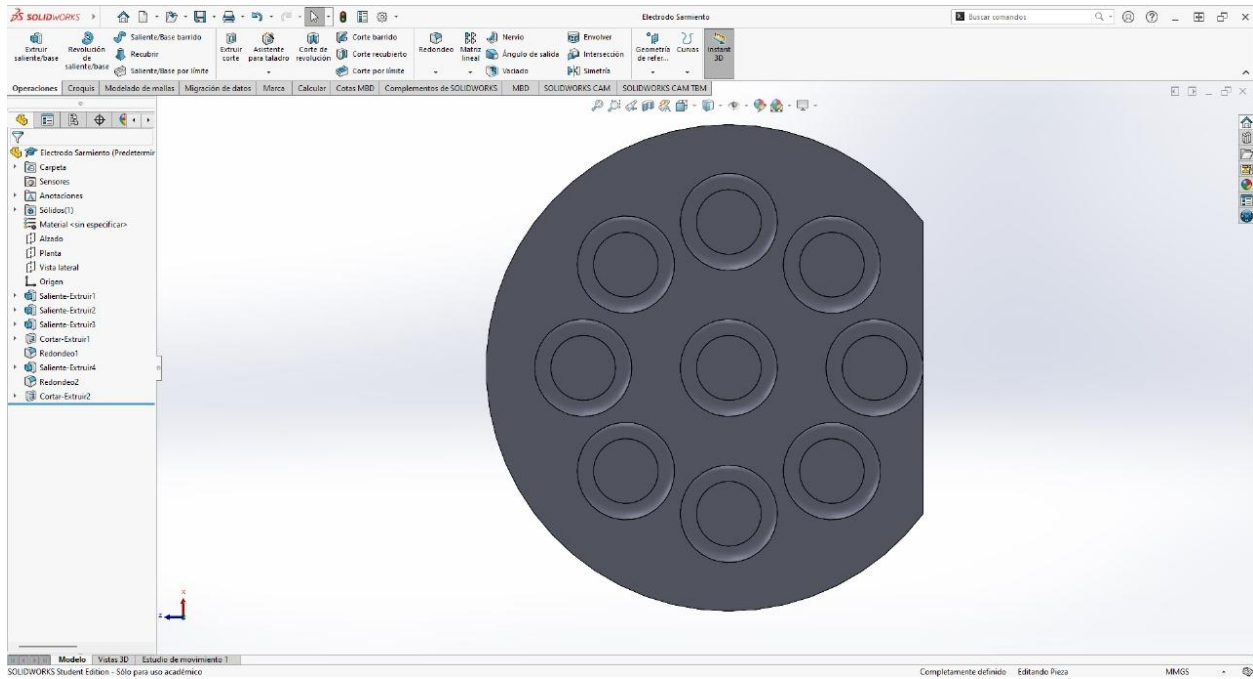


Ilustración 76: Diseño de Electrodo en SolidWorks

Fuente: Elaboración propia.

Proto-pasta

Technical Data Sheet Rev 1.

Conductive PLA

Electrify prints for Simple Circuits & Touch-Sensitive Devices.

Now with improved layer adhesion, increased resilience to break, higher melt flow, and, in general, greater consistency for more trouble-free, higher performance printing experience.

- Great for simple circuitry and interactive projects
- Also experiment with ESD or 3D printed bearings!

How Conductive Is It?

- Volume resistivity of molded resin (not 3D Printed): 15 ohm-cm
- Volume resistivity of 3D printed parts along layers (x/y): 30 ohm-cm
- Volume resistivity of 3D printed parts against layers (z): 115 ohm-cm
- Resistance of a 10cm length of 1.75mm filament: 2-3kohm
- Resistance of a 10cm length of 2.85mm filament: 800-1200ohm

Material Properties

Properties	Value/Description
Base material	PLA
Characteristics	low odor, non-toxic, renewably sourced
Molecular structure	Amorphous
Additives	Carbon black / Polymer
Max particle size	N/A
Density	approx. 1.24 g/cc
Length	Approx. 332 m/kg (1.75 mm) & 124 m/kg (2.85 mm)
Min bend diameter	mm 25 (1.75 mm) & mm 50 (2.85 mm)
Glass transition (Tg) onset	N/A
Melt point (Tm) onset	approx. 155 deg C (310 deg F)
Max use	N/A

Use limit is geometry, load & condition dependent

Print Settings

(Based on Ultimaker s5 .15mm Profile)

Setting	Value
Nozzle Temperature [°C]	215
Heated Bed Temperature [°C]	60
Print Speed [mm/s]	25-45
Flow Rate/Extrusion Multiplier [%]	100
Extrusion Width [mm]	.45 (.05mm larger than nozzle size)
Volume Flow Rate [mm³/s]	2-3

Results may vary based on print settings as well as print quality

For more information please view proto-pasta.com/conductive

Ilustración 77: Data Sheet Material PLA Conductivo Proto-Pasta

Fuente: COND-PROTO-PASTA-175-500 (FILAMENT2PRINT, 2024)

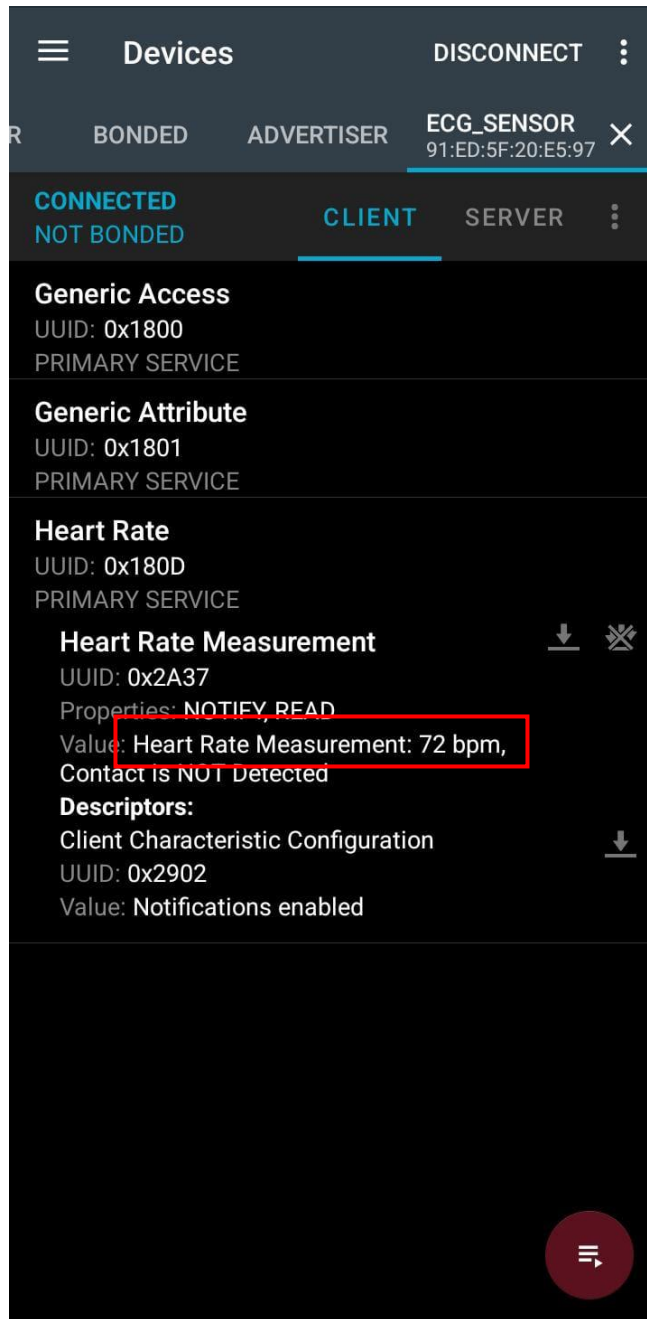


Ilustración 78: Interfaz Conectividad BLE Aplicación nRF Connect-Registro de FC

Fuente: Elaboración propia.

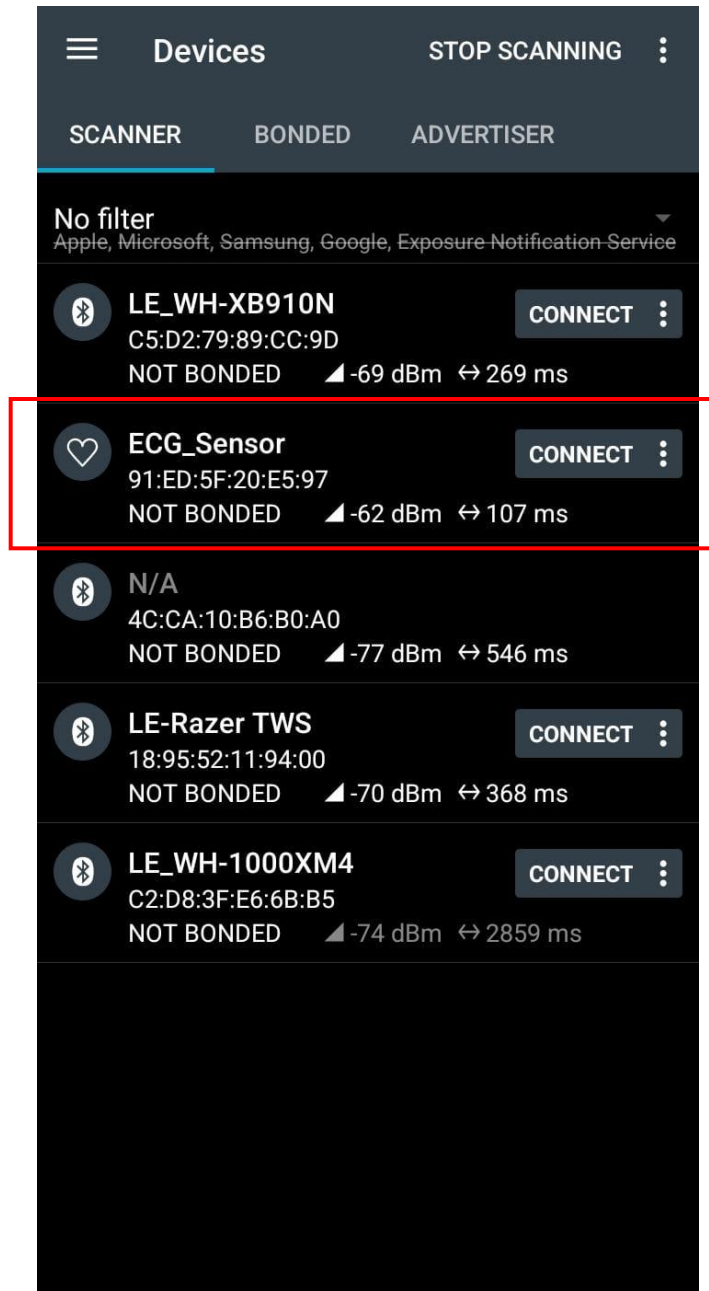


Ilustración 79: P.O. Disponible para Conectar por BLE

Fuente: Elaboración propia.

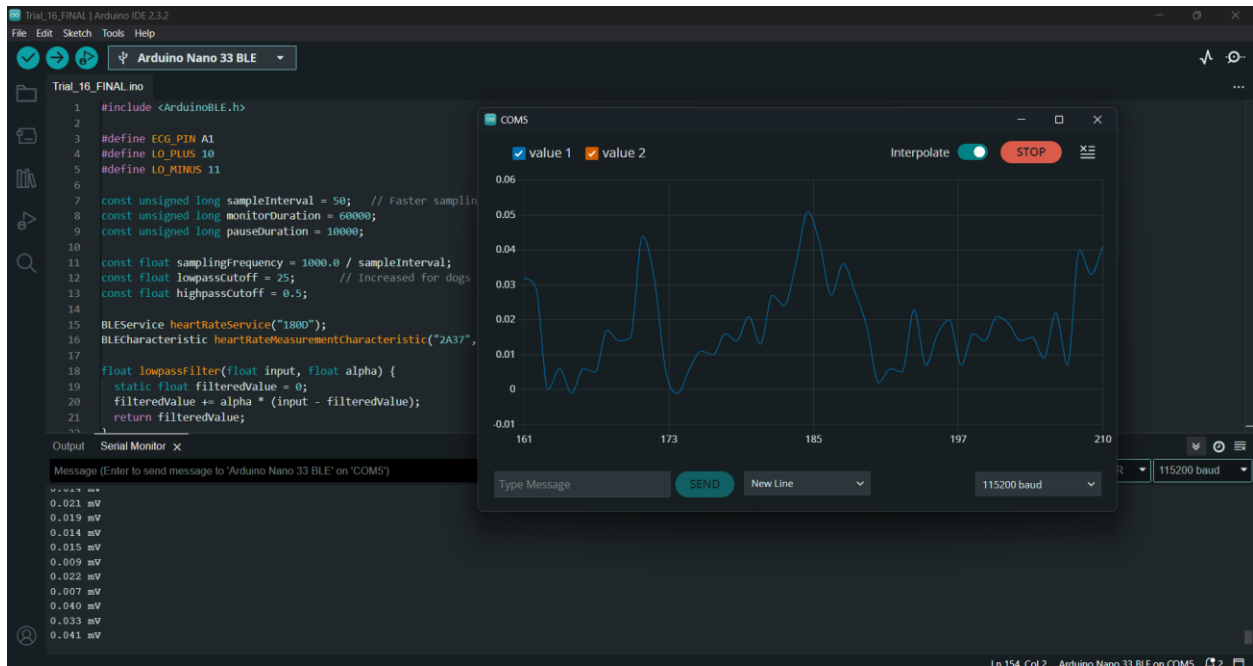


Ilustración 80: Interfaz Arduino IDE - Serial Monitor/Serial Plotter

Fuente: Elaboración propia.



Ilustración 81: Prototipo Optimizado Completo

Fuente: Elaboración propia.