



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA CENTROAMERICANA

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

**MEJORA EN EFECTIVIDAD DE PROTOTIPO WEARABLE PARA MONITOREO DE
FRECUENCIA CARDÍACA EN PERROS**

PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO

INGENIERO BIOMÉDICO

PRESENTADO POR:

21841279 DENNIS EDUARDO CASTELLÓN CARBAJAL

ASESOR: REYNA VALLE

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

SEPTIEMBRE, 2024

DEDICATORIA

La presente tesis va dedicada a todos los miembros de mi familia y amigos cercanos quienes me han dado todo el apoyo para poder llevar a cabo, no solo mi proyecto de investigación, sino, también mi carrera universitaria. Sus palabras de aliento y motivacionales han sido un gran pilar en mi vida para poder llegar hasta donde me hoy me encuentro. Gracias por siempre confiar en mí e inspirarme a mejorar cada día. Este logro es tanto mío como de ustedes.

AGRADECIMIENTOS

Primeramente, quiero agradecerle a Dios por brindarme la sabiduría y las aptitudes que me han llevado a donde estoy ahora mismo. También quiero agradecer a toda mi familia, especialmente mi mamá y mi papá, que me dieron todo el apoyo para lograr alcanzar mis metas y siempre me motivaban a seguir adelante en mis momentos más difíciles de mis estudios. Es gracias a ellos que he conseguido llegar hasta este punto. Ellos han sido un pilar importante durante la realización de mi proyecto y en el transcurso de mi estudios universitarios, algo que valoro y aprecio profundamente.

De igual forma, quiero agradecer a la Ing. Reyna Valle, siendo mi asesora de proyecto que me impulsó y orientó durante el transcurso del proyecto. Su apoyo no solo se destacó durante esta fase, sino, también durante toda mi carrera universitaria. También agradezco a todos la catedráticos que me han formado y enseñado lecciones valiosas durante mi vida estudiantil.

Por último, quisiese agradecer a todas las personas involucradas directamente con el proyecto. Agradezco al personal de veterinaria Dr. Cesar Machado y Ángela Buezo de Pet's Planet por brindarme su establecimientos y herramientas para la realización y recolección de datos. Extiendo mi más sincero agradecimientos por su valioso aporte y compromiso. También agradecer a Mateo Amayo con su apoyo en la impresión 3D de los componentes. Igualmente quiero agradecer a Jose Sarmiento quién trabajó en la fase anterior del proyecto y estuvo siempre disponible para despejar dudas y ofrecer su apoyo. Quiero agradecer también a todos los dueños de las mascotas que brindaron su apoyo para que ellos formaran parte de este proyecto.

EPÍGRAFE

“Lo importante en la ciencia no es tanto obtener nuevos datos, sino descubrir nuevas formas de pensar sobre ellos”

~ William Lawrence Bragg

RESUMEN EJECUTIVO

Se ha mejorado la efectividad de un prototipo wearable para la monitorización de la frecuencia cardíaca en perros, abordando limitaciones previas como la señal débil, componentes difíciles de reemplazar y errores en el código. Usando una metodología de modelo en V, se realizaron ensayos clínicos en 19 perros, comparando los resultados del prototipo original y optimizado con un módulo ECG tradicional. Además, se encuestó al personal veterinario para validar la fase actual del dispositivo. Las mejoras incluyen un rediseño completo, un código en Arduino IDE y MATLAB, electrodos impresos en 3D con PLA conductivo, una pantalla para visualizar la frecuencia cardíaca, conectividad Bluetooth y un cinturón ajustable. Los resultados mostraron una mejora significativa en la calidad de la señal, con un margen de error reducido en un 16.45%. También se mejoró la ergonomía y comodidad del dispositivo, y se logró enviar la señal ECG de forma inalámbrica para su visualización en software de programación. Las encuestas validaron un notable avance respecto a la versión anterior.

Palabras Clave: frecuencia cardíaca, optimización, perros, prototipo, veterinaria

ABSTRACT

The effectiveness of a wearable prototype for heart rate monitoring in dogs has been improved by addressing previous limitations such as weak signal, difficult-to-replace components and code errors. Using a V-model methodology, clinical trials were conducted on 19 dogs, comparing the results of the original and optimized prototype with a traditional ECG module. In addition, veterinary staff were surveyed to validate the current phase of the device. Improvements included a complete redesign, code in Arduino IDE and MATLAB, 3D printed electrodes with conductive PLA, a heart rate display screen, Bluetooth connectivity and an adjustable belt. The results showed a significant improvement in signal quality, with a margin of error reduced by 16.45%. The ergonomics and comfort of the device were also improved, and the ECG signal was sent wirelessly for display in programming software. Surveys validated a significant improvement over the previous version.

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

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.	Métodos de Monitorización No Invasiva en Perros	7
2.1.2.1.	Electrocardiografía	7
2.1.2.2.	Tipos de Electrodo.....	11
2.1.2.3.	Electrocardiografía + IMU.....	15
2.1.2.4.	Tecnología de Radar	18
2.1.2.5.	Propósitos de las Investigaciones	19
2.2.	Problemática.....	20
2.3.	Imagen Integradora	22
2.4.	Tabla de Limitaciones.....	23
III.	OBJETIVOS	27
3.1.	Objetivo General	27
3.2.	Objetivos Específicos	27
IV.	METODOLOGÍA	28
4.1.	Enfoque	28
4.2.	Variables	29
4.3.	Técnicas e Instrumentos	31
4.3.1.	Técnicas y Herramientas del Prototipo Existente.....	31
4.3.2.	Técnicas y Herramientas del Prototipo Optimizado	31
4.3.2.1.	Arduino IDE.....	31
4.3.2.2.	MATLAB.....	32
4.3.2.3.	Componentes Electrónicos en Prototipo.....	32
4.3.2.4.	FreeCAD	32
4.3.2.5.	Impresión 3D.....	32
4.3.2.6.	Cinturón	33
4.4.	Metodología de Estudio	33
4.4.1.	Requisitos	33
4.4.1.1.	Identificación de Limitantes de Prototipo Existente.....	33
4.4.1.2.	Pruebas de Aceptación.....	34
4.4.2.	Sistemas	34
4.4.2.1.	Diseño de Arquitectura y Módulos.....	34

4.4.2.2.	Ensayos Clínicos.....	34
4.4.3.	Subsistema.....	34
4.4.3.1.	Incorporación e Integración.....	35
4.4.3.2.	Pruebas de Integración.....	35
4.4.4.	Desarrollo.....	35
4.4.4.1.	Programación.....	35
4.4.4.2.	Pruebas de Unidad.....	35
4.5.	Metodología de Validación.....	36
4.5.1.	Ensayos Clínicos.....	36
4.5.2.	Contraste con Métodos Tradicionales.....	36
4.5.3.	Evaluación con expertos.....	37
4.6.	Plan de Trabajo.....	38
4.7.	Operacionalización de Variables.....	39
4.8.	Matriz Metodológica.....	41
V.	RESULTADOS.....	43
5.1.	Prototipo Existente.....	43
5.2.	Prototipo Optimizado.....	44
5.2.1.	Rediseño de Prototipo.....	46
5.2.2.	Pruebas Preliminares Físicas del Prototipo.....	47
5.2.3.	Elementos electrónicos.....	49
5.2.4.	Código para Obtención y Procesamiento de la Señal.....	50
5.3.	Ambiente de Prueba de Ensayos Clínicos.....	51
5.4.	Sujetos de Prueba Para Ensayos Clínicos.....	52
5.4.1.	Caracterización de los Perros.....	52
5.4.2.	Interacción Prototipo-Canino.....	54
5.5.	Registro de Señales.....	56
5.5.1.	Prototipo Existente.....	57
5.5.2.	Prototipo Optimizado.....	68
5.6.	Comparación con Métodos Tradicionales.....	78
5.6.1.	Prototipo Existente.....	79
5.6.2.	Prototipo Optimizado.....	81
5.7.	Encuestas de Validación por Parte del Personal Veterinario.....	83
5.7.1.	Prototipo Existente.....	83
5.7.2.	Prototipo Optimizado.....	84
VI.	DISCUSIÓN.....	85

6.1.	Comparación de Márgenes de Error.....	85
6.2.	Rediseño del Prototipo	85
6.3.	Programación Utilizada	86
6.4.	Incorporación de Pantalla LCD.....	89
6.5.	Pruebas de Resistencia y Flexibilidad.....	90
6.6.	Comparación de Dimensiones P.E. y P.O	91
6.7.	Presupuesto de Elaboración	92
6.8.	Aportes y Significados	94
6.9.	Limitaciones	95
6.10.	Futuro de la investigación	96
VII.	CONCLUSIONES	98
7.1.	Conclusión General	98
7.2.	Conclusiones Parciales	98
VIII.	RECOMENDACIONES.....	100
IX.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	102
X.	ANEXOS.....	109

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1: PRUEBAS HECHAS EN PERROS EN LAS INVESTIGACIONES	9
TABLA 2: ELECTRODOS USADOS EN LA LITERATURA	13
TABLA 3: TECNOLOGÍAS IMU USADAS EN LA LITERATURA.....	17
TABLA 4: CUADRO DE LIMITACIONES	23
TABLA 5: METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN	29
TABLA 6: CRONOGRAMA	38
TABLA 7: OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES	39
TABLA 8: MATRIZ METODOLÓGICA.....	41
TABLA 9: DATOS DE LA TEMPERATURA Y HUMEDAD DURANTE LOS ENSAYOS.....	51
TABLA 10: DATOS GENERALES DE SUJETOS DE PRUEBAS	52
TABLA 11: INTERACCIÓN PROTOTIPO-CANINO (PROTOTIPO EXISTENTE)	54
TABLA 12: INTERACCIÓN PROTOTIPO-CANINO (PROTOTIPO OPTIMIZADO)	55
TABLA 13: AMPLITUD MEDIA DE LA SEÑALES REGISTRADAS-P.E.	67
TABLA 14: AMPLITUD MEDIA DE LAS SEÑALES REGISTRADAS-P.O.....	78
TABLA 15: MEDICIÓN DE FC CON PE Y MÉTODO TRADICIONAL (EN BPM)	80
TABLA 16: MEDICIÓN DE FC CON PE Y MÉTODO TRADICIONAL (EN BPM)	82
TABLA 17: COMPARATIVA DE DIMENSIONES DE P.E Y P.O.....	91
TABLA 18: PRESUPUESTO DE ELABORACIÓN DE P.O.	93

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

ILUSTRACIÓN 1: IMAGEN INTEGRADORA	22
ILUSTRACIÓN 2: REPRESENTACIÓN DE VARIABLES	30
ILUSTRACIÓN 3: MODELO EN V.....	36
ILUSTRACIÓN 4: DIAGRAMA DE FUNCIONAMIENTO DE P.E.....	44
ILUSTRACIÓN 5: DIAGRAMA DE FUNCIONAMIENTO DE P.O.	45
ILUSTRACIÓN 6: DISEÑO INICIAL DEL PROTOTIPO (FREECAD)	46
ILUSTRACIÓN 7: DISEÑO DE ELECTRODOS (FREECAD).....	47
ILUSTRACIÓN 8: NUEVO DISEÑO DEL PROTOTIPO (FREECAD)	49
ILUSTRACIÓN 9: SEÑAL ECG DE CANINO SALUDABLE	56
ILUSTRACIÓN 10: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 1 P.E.	57
ILUSTRACIÓN 11: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 2 P.E.	58

ILUSTRACIÓN 12: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 3 P.E.	58
ILUSTRACIÓN 13: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 4 P.E.	59
ILUSTRACIÓN 14: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 5 P.E.	59
ILUSTRACIÓN 15: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 6 P.E.	60
ILUSTRACIÓN 16: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 7 P.E.	60
ILUSTRACIÓN 17: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 8 P.E.	61
ILUSTRACIÓN 18: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 9 P.E.	61
ILUSTRACIÓN 19: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 10 P.E.	62
ILUSTRACIÓN 20: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 11 P.E.	62
ILUSTRACIÓN 21: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 12 P.E.	63
ILUSTRACIÓN 22: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 13 P.E.	63
ILUSTRACIÓN 23: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 14 P.E.	64
ILUSTRACIÓN 24: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 15 P.E.	64
ILUSTRACIÓN 25: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 16 P.E.	65
ILUSTRACIÓN 26: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 17 P.E.	65
ILUSTRACIÓN 27: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 18 P.E.	66
ILUSTRACIÓN 28: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 19 P.E.	66
ILUSTRACIÓN 29: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 1 P.O.....	68
ILUSTRACIÓN 30: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 2 P.O.....	69
ILUSTRACIÓN 31: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 3 P.O.....	69
ILUSTRACIÓN 32: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 4 P.O.....	70
ILUSTRACIÓN 33: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 5 P.O.....	70
ILUSTRACIÓN 34: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 6 P.O.....	71
ILUSTRACIÓN 35: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 7 P.O.....	71
ILUSTRACIÓN 36: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 8 P.O.....	72
ILUSTRACIÓN 37: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 9 P.O.....	72
ILUSTRACIÓN 38: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 10 P.O.	73
ILUSTRACIÓN 39: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 11 P.O.	73
ILUSTRACIÓN 40: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 12 P.O.	74
ILUSTRACIÓN 41: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 13 P.O.	74
ILUSTRACIÓN 42: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 14 P.O.	75
ILUSTRACIÓN 43: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 15 P.O.	75
ILUSTRACIÓN 44: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 16 P.O.	76

ILUSTRACIÓN 45: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 17 P.O.	76
ILUSTRACIÓN 46: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 18 P.O.	77
ILUSTRACIÓN 47: SEÑAL ECG-SUJETO DE PRUEBA 19 P.O.	77
ILUSTRACIÓN 48: CÓDIGO P.O. CON ELECTRODOS DE PLA HECHOS DE CARBONO	88
ILUSTRACIÓN 49: CÓDIGO P.O. CON ELECTRODOS DE PLA HECHOS DE GRAFENO	88
ILUSTRACIÓN 50: FRECUENCIA CARDÍACA EN PANTALLA LCD-SUJETO DE PRUEBA #1	90
ILUSTRACIÓN 51: EJEMPLO CONSENTIMIENTO INFORMADO (PÁG. 1)	117
ILUSTRACIÓN 52: EJEMPLO CONSENTIMIENTO INFORMADO (PÁG. 2)	118
ILUSTRACIÓN 53: ACUERDO DE CONFIDENCIALIDAD (PÁG. 1)	119
ILUSTRACIÓN 54: ACUERDO DE CONFIDENCIALIDAD (PÁG. 2)	120
ILUSTRACIÓN 55: MÉTODO TRADICIONAL-ECG	121
ILUSTRACIÓN 56: MÓDULO ECG EN MSV-SUJETO DE PRUEBA #16	122
ILUSTRACIÓN 57: SUJETO DE PRUEBA #1 P.E.	123
ILUSTRACIÓN 58: SUJETO DE PRUEBA #1 P.O.	124
ILUSTRACIÓN 59: SUJETO DE PRUEBA #2 P.E.	125
ILUSTRACIÓN 60: SUJETO DE PRUEBA #2 P.O.	126
ILUSTRACIÓN 61: SUJETO DE PRUEBA #3 P.E.	127
ILUSTRACIÓN 62: SUJETO DE PRUEBA #3 P.O.	128
ILUSTRACIÓN 63: SUJETO DE PRUEBA #4 P.E.	129
ILUSTRACIÓN 64: SUJETO DE PRUEBA #4 P.O.	130
ILUSTRACIÓN 65: SUJETO DE PRUEBA #5 P.E.	131
ILUSTRACIÓN 66: SUJETO DE PRUEBA #5 P.O.	132
ILUSTRACIÓN 67: SUJETO DE PRUEBA #6 P.E.	133
ILUSTRACIÓN 68: SUJETO DE PRUEBA #6 P.O.	134
ILUSTRACIÓN 69: SUJETO DE PRUEBA #7 P.E.	135
ILUSTRACIÓN 70: SUJETO DE PRUEBA #7 P.O.	136
ILUSTRACIÓN 71: SUJETO DE PRUEBA #8 P.E.	137
ILUSTRACIÓN 72: SUJETO DE PRUEBA #8 P.O.	138
ILUSTRACIÓN 73: SUJETO DE PRUEBA #9 P.E.	139
ILUSTRACIÓN 74: SUJETO DE PRUEBA #9 P.O.	140
ILUSTRACIÓN 75: SUJETO DE PRUEBA #10 P.E.	141
ILUSTRACIÓN 76: SUJETO DE PRUEBA #10 P.O.	142
ILUSTRACIÓN 77: SUJETO DE PRUEBA #11 P.E.	143

ILUSTRACIÓN 78: SUJETO DE PRUEBA #11 P.O.	144
ILUSTRACIÓN 79: SUJETO DE PRUEBA #12 P.E.	145
ILUSTRACIÓN 80: SUJETO DE PRUEBA #12 P.O.	146
ILUSTRACIÓN 81: SUJETO DE PRUEBA #13 P.E.	147
ILUSTRACIÓN 82: SUJETO DE PRUEBA #13 P.O.	148
ILUSTRACIÓN 83: SUJETO DE PRUEBA #14 P.E.	149
ILUSTRACIÓN 84: SUJETO DE PRUEBA #14 P.O.	150
ILUSTRACIÓN 85: SUJETO DE PRUEBA #15 P.E.	151
ILUSTRACIÓN 86: SUJETO DE PRUEBA #15 P.O.	152
ILUSTRACIÓN 87: SUJETO DE PRUEBA #16 P.E.	153
ILUSTRACIÓN 88: SUJETO DE PRUEBA #16 P.O.	154
ILUSTRACIÓN 89: SUJETO DE PRUEBA #17 P.E.	155
ILUSTRACIÓN 90: SUJETO DE PRUEBA #17 P.O.	156
ILUSTRACIÓN 91: SUJETO DE PRUEBA #18 P.E.	157
ILUSTRACIÓN 92: SUJETO DE PRUEBA #18 P.O.	158
ILUSTRACIÓN 93: SUJETO DE PRUEBA #19 P.E.	159
ILUSTRACIÓN 94: SUJETO DE PRUEBA #19 P.O.	160
ILUSTRACIÓN 95: PRUEBA DE RESISTENCIA DE TAPADERA P.O.	161
ILUSTRACIÓN 96: PRUEBA DE FLEXIBILIDAD DE TAPADERA P.O.	161
ILUSTRACIÓN 97: PRUEBA DE RESISTENCIA DE LA BASE P.O.	162
ILUSTRACIÓN 98: PRUEBA DE FLEXIBILIDAD DE LA BASE P.O.	162
ILUSTRACIÓN 99: REDISEÑO INICIAL DEL PROTOTIPO	163
ILUSTRACIÓN 100: DISEÑO INICIAL DEL CINTURÓN	164
ILUSTRACIÓN 101: ELECTRODOS IMPRESOS EN 3D-PLA CONDUCTIVO HECHOS DE GRAFENO	165
ILUSTRACIÓN 102: COMPONENTES ELECTRÓNICOS DE PROTOTIPO OPTIMIZADO	166
ILUSTRACIÓN 103: ESQUEMA ELECTRÓNICO PROTOTIPO OPTIMIZADO	167
ILUSTRACIÓN 104: INTERFAZ ARDUINO IDE-PROTOTIPO OPTIMIZADO	168
ILUSTRACIÓN 105: INTERFAZ MATLAB-PROTOTIPO OPTIMIZADO	169
ILUSTRACIÓN 106: PLANO TAPADERA PROTOTIPO OPTIMIZADO	170
ILUSTRACIÓN 107: PLANO PARTE INTERNA PARA PANTALLA LCD PROTOTIPO OPTIMIZADO	171
ILUSTRACIÓN 108: BASE PROTOTIPO OPTIMIZADO	172
ILUSTRACIÓN 109: DISEÑO FINAL DEL CINTURÓN	173
ILUSTRACIÓN 110: DISEÑO FINAL DE PROTOTIPO OPTIMIZADO	174

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO 1: CÓDIGO EN ARDUINO IDE DE P.E.	109
ANEXO 2: CÓDIGO EN ARDUINO IDE DEL P.O.	112
ANEXO 3: CÓDIGO EN MATLAB DE P.O.	113
ANEXO 4: DOCUMENTACIÓN	117
ANEXOS 5: HERRAMIENTAS DE MEDICIÓN	121
ANEXO 6: SUJETOS DE PRUEBA	123
ANEXO 7: COMPONENTES DEL PROTOTIPO OPTIMIZADO	161

LISTA DE SIGLAS

ECG	Electrocardiograma
FC	Frecuencia Cardíaca
BPM	Beats per Minute
ICC	Insuficiencia Cardíaca Congestiva
IMU	Inertial Measurement Unit
IOT	Internet of Things
LCD	Liquid Crystal Display
PLA	Polylactic Acid
P. E.	Prototipo Existente
P. O.	Prototipo Optimizado
BLE	Bluetooth Low Energy
TPU	Thermoplastic Polyurethane
VFC	Variabilidad de Frecuencia Cardíaca
UWB	Ultra-Wide Band

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. (Definicion.De, 2023a)
5. **Frecuencia Cardíaca:** Numero de pulsaciones (latidos del corazón) por unidad de tiempo. Esta frecuencia suele expresarse en pulsaciones por minuto. (Definicion.De, 2023b)
6. **Optimización:** Acción y efecto de optimizar. (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. (Veloza et al., 2019)
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, en particular de los perros, se ha convertido en una preocupación creciente en la sociedad actual. Las enfermedades cardíacas, presentes en alrededor del 10% de los perros que asisten a consultas veterinarias, especialmente en aquellos de edad avanzada (Atkins et al., 2009), representan un tema de gran importancia para los dueños de mascotas. La detección temprana y un adecuado monitoreo de estas afecciones son clave para asegurar un pronóstico favorable.

La creciente demanda de métodos de monitoreo cardíaco que sean accesibles y no invasivos surge de la preocupación de los propietarios por la salud de sus perros, así como de los elevados costos asociados a los dispositivos médicos veterinarios convencionales. Aunque estos dispositivos son altamente precisos, su uso frecuente puede resultar económicamente inalcanzable, lo que resalta la necesidad de desarrollar alternativas viables para el monitoreo continuo de la salud cardíaca en caninos (Lahdenoja et al., 2019).

En este contexto, el presente proyecto de investigación se enfoca en la optimización de un prototipo de dispositivo wearable ya existente, destinado a la monitorización de la frecuencia cardíaca en perros. Aún en fase de desarrollo, este proyecto busca ofrecer una solución eficaz y no invasiva para el seguimiento de la salud cardíaca canina, con un enfoque particular en aquellos animales que sufren de insuficiencia cardíaca congestiva (ICC).

Se espera que los resultados de esta investigación contribuyan al desarrollo de una tecnología que permita el monitoreo continuo de la salud de los animales, brindando una herramienta valiosa para la detección temprana y el manejo de enfermedades cardíacas en perros. El desarrollo de un dispositivo wearable que sea preciso, fiable y cómodo tiene el potencial de mejorar significativamente la calidad de vida de los caninos y de facilitar el trabajo de los profesionales veterinarios en el diagnóstico y tratamiento de estas condiciones.

El presente informe de investigación estará estructurado en ocho capítulos, abarcando desde la revisión de la literatura relevante hasta la presentación de resultados, discusión y conclusiones. El capítulo II incluirá una revisión exhaustiva de estudios previos sobre enfermedades cardíacas en caninos, tecnologías de monitoreo no invasivo y estudios relacionados. En el capítulo III se definirán los objetivos generales y específicos del proyecto, mientras que en el capítulo IV se detallará la metodología de investigación. Los resultados

obtenidos en los ensayos clínicos y la evaluación del prototipo serán presentados en el capítulo V, seguidos por una discusión de los hallazgos, las limitaciones y posibles direcciones futuras de investigación en el capítulo VI. Finalmente, las conclusiones del estudio se presentarán en el capítulo VII y las recomendaciones en el capítulo VIII.

II. ESTADO DEL ARTE

A continuación, se detallan los antecedentes en donde se describen las patologías cardíacas más comunes en perros, los métodos de monitorización no invasiva para estas enfermedades y la validación de estos por medio de ensayos clínicos. De igual forma, se describa la problemática que sostienen la necesidad de dispositivos wearable (vestible) y la optimización del prototipo existente, la imagen integradora y tabla de limitaciones.

2.1. ANTECEDENTES

Los perros han coexistido con los humanos por más de 30,000 años y son considerados compañeros de la sociedad humana (Ohno et al., 2022). Es natural que el ser humano tenga interés en buscar el bienestar de estos animales, lo que potencia el interés de la monitorización de la salud de los animales, siendo los dispositivos wearables los más populares hoy en día. Estos dispositivos tienen diferentes formas de operación, desde la manera que se utilizan hasta la forma en recolectan y procesan la información obtenida.

2.1.1. ENFERMEDADES CARDÍACAS CANINAS

Actualmente las cardiopatías representan un punto clave en el área de la veterinaria. Debido a los avances de la ciencia y tecnología, se ha podido prolongar la vida de las mascotas, así mismo, descubriendo nuevas enfermedades que antes no se podrían encontrar (E. L. Torres et al., 2020). Las cardiopatías pueden ser congénitas (obtenidas desde el nacimiento) o adquiridas (adquiridas por edad, herida, enfermedad infecciosa, etc.) (Fernández del Palacio et al., 1996). Estas últimas representan el 90% de las enfermedades cardíacas en perros y, normalmente, causan afecciones valvulares que luego conllevan a la mascota a un grado de insuficiencia cardíaca (E. L. Torres et al., 2020).

La insuficiencia cardíaca congestiva (ICC) es un síndrome clínico normalmente encontrados en animales pequeños y sucede cuando hay acumulación de presión en las aurículas de los perros y gatos debido a enfermedades cardíacas (Hezzell, 2020). Aproximadamente el 10% de los perros que acuden a clínicas veterinarias sufren de enfermedades cardíacas, siendo aproximadamente el 75% con valvulopatía cardíaca en Estados Unidos (Atkins et al., 2009). Y cada año incrementan los casos de problemas cardiovasculares entre perros (Shumakov et al., 2019).

Muchas veces se suele confundir una enfermedad cardíaca como una patología cardíaca, por ejemplo, cambios degenerativos mixomatosos de la válvula mitral. Lo cierto es, de que, una enfermedad cardíaca no necesariamente conlleva a insuficiencia cardíaca, independientemente de la edad, naturaleza o condición del animal (Keene et al., 2019). La insuficiencia cardíaca se describe como síntomas clínicos que causados por alguna disfunción cardíaca. Por lo tanto, la insuficiencia cardíaca se refiere no a una enfermedad, sino, a un conjunto de enfermedades cardíacas que afecten el funcionamiento del corazón (Keene et al., 2019).

Hay muchos factores que pueden influir en el ritmo cardíaco del perro como ser: ejercicio, edad, raza, condición física, actividad motriz y sueño (Mukherjee et al., 2020). Este tipo de factores pueden afectar al momento de evaluar el efecto inducido por algún fármaco (Alizadeh et al., 2023). Hubo estudios que incluso se encargaron de evaluar los efectos de radiación electromagnética de los teléfonos en la frecuencia cardíaca en perros, investigación que concluyó que ningún resultado adverso de FC de estos (Dong et al., 2022). Hay que tomar en cuenta distintos factores, como raza, edad y condición física del perro para establecer su condición como saludable o no.

Ya que las mascotas no pueden hablar, monitorear sus signos vitales, como respiración y frecuencia cardíaca, puede ayudar a detectar enfermedades, al igual que observar su comportamiento y reacciones a comportamiento (P. Wang et al., 2020). Entre los métodos para monitorear mascotas con ICC se encuentran: frecuencia respiratoria durante el sueño, pruebas de sangre, monitoreo de la presión sanguínea, radiografía, electrocardiografía y ecocardiografía (Hezzell, 2020). Los objetivos del monitoreo de ICC son para que mantener el control de la congestión, minimizar cualquier efecto negativo de la terapia médica e identificar cualquier otra enfermedad cardíaca severa (Hezzell, 2020).

Actualmente, el diagnóstico de enfermedades cardíacas en el ámbito veterinario se realiza con un electrocardiograma ECG (Krvavica et al., 2016). Dueños de mascotas tienen acceso limitado a este tipo de información, por lo tanto, poder monitorear los signos vitales de sus mascotas puede tener un gran impacto comercial entre los dueños (Lahdenoja et al., 2019). Por ello, con el avance de la electrónica con el pasar de los años, se han propuesto nuevos enfoques para reemplazar los métodos convencionales del monitoreo de ECG (Krvavica et al., 2016). Con esto en cuenta, se incrementa el interés de métodos no invasivos

para el monitoreo de parámetros de perros con ICC, frecuencia cardíaca, respiratoria y ECG (Hezzell, 2020).

2.1.2. MÉTODOS DE MONITORIZACIÓN NO INVASIVA EN PERROS

Las tecnologías descritas en la literatura destacan por ser diseño de prototipos no invasivos y optimización de estos para la monitorización de los signos vitales en animales. Entre estos parámetros se encuentran frecuencia cardíaca, variabilidad de la frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, niveles de actividad, temperatura corporal o patrones de actividad. También se destacó un realce de diseños portátiles (wearables) existiendo una variedad de formas de operación en la monitorización en perros con ICC. Entre las formas de funcionamiento empleados en estos dispositivos resaltan los sensores de electrocardiografía (ECG), electrocardiografía con sensores inerciales (IMU), sensores inerciales por sí mismo y tecnología de radar (UWB y Doppler).

2.1.2.1. *Electrocardiografía*

La electrocardiografía es utilizada ampliamente para determinar frecuencia cardíaca, ritmo cardíaco, la integridad de conducción y el eje eléctrico medio, así también para el diagnóstico de anomalías cardíacas y no cardíacas (Mukherjee et al., 2020). Este lo logra por medio de electrodos en contacto con la piel, y el ECG es medido por el potencial eléctrico entre los electrodos (Ohno et al., 2022). Estas señales quedan registradas de manera que puedan visualizarse en un monitor o en una impresora.

Existen una variedad de maneras de poder adquirir y evaluar señales ECG, tanto dentro como fuera del ambiente clínico veterinario (Prior et al., 2009). Un electrocardiógrafo es el equipo estándar para poder realizar el diagnóstico y monitorización de la frecuencia cardíaca (Kalstein, 2021). Un monitor Holter es utilizado comúnmente para evaluar ritmos cardíacos por tiempos prolongados (24-48 horas) y requiere de múltiples cables de electrodos conectados al monitor, que a su vez está colocado en un chaleco protector (Schreiber et al., 2023). Estos equipos son utilizados ampliamente para evaluar frecuencia y variabilidad de la frecuencia cardíaca tanto en humanos como en animales.

Existen varios parámetros que se buscan medir al momento de monitorizar los signos vitales de un perro, siendo la frecuencia y variabilidad de la frecuencia cardíaca diagnosticadas

con el uso del electrocardiograma (Ohno et al., 2022). No obstante, no se descarta otros parámetros para registrar la salud de estos, como frecuencia respiratoria y la presión arterial (Khatate et al., 2018). Estos estudios se realizan si se busca un diagnóstico completo del estado de salud de la mascota.

A medida que pasa el tiempo, se ha vuelto un interés en el uso módulos IoT (internet de las cosas) en los equipos médicos para realizar diagnósticos de manera inalámbrica (Krvavica et al., 2016). Estos dispositivos, conocidos como wearables, realizan la monitorización y registran los datos usando módulos inalámbricos, ya sea por medio de Wifi, Bluetooth o BLE (Bluetooth Low Energy) (Lin et al., 2018). Actualmente, en el mercado existen dispositivos, tipo collar, por el cual, se puede realizar un diagnóstico y monitorización de los signos vitales de las mascotas, como lo son los collares Polar y PetPace (Seitz, 2023). Hoy en día, con la tecnología disponible, se está optando por medidas tanto no invasivas como wearable para poder realizar diagnósticos completos de los signos vitales de animales.

Petpace y Voyce son collares que se destacan para ser uso del monitoreo de signos vitales de la mascota a través de sensores dentro de este (Seitz, 2023). El cinturón Polar, usado principalmente en humanos, se ha aplicado en estudios para realizarse en perros (Bidoli et al., 2022). Este consistía en medir los niveles de estrés del perro durante labores escolares utilizando este cinturón, pudiendo obtener las señales con la desventaja de tener muchos artefactos en la señal para ser evaluada (Bidoli et al., 2022). Los collares inteligentes demuestran tener aplicabilidad para el área de la experimentación y evaluación de los signos vitales de la mascota para áreas específicas, como ser estado emocional, nivel de estrés, nivel de actividad, etc.

De la misma manera, se han hecho investigaciones con el uso de algoritmos para poder realizar análisis de frecuencia cardíaca canina. Junto con un panel de cardiólogos, se realizaron pruebas con un algoritmo de electrocardiograma computarizado para comparar que tan preciso era para detectar arritmias y anomalías cardíacas (Estrada et al., 2021). También se destaca el uso de gráficas de Pioncaré para el análisis de VFC utilizando modelos caninos de bloqueo simpático, parasimpático y simpático-parasimpático (Kimura et al., 2024). El uso de modelos y algoritmos son una herramienta útil para obtener un diagnóstico más preciso y seguro.

Seguidamente se muestra en la siguiente tabla los diferentes estudios realizados en perros, destacando la cantidad y las razas que se usaron en estos.

Tabla 1: Pruebas Hechas en Perros en las Investigaciones

Estudio	Cantidad	Raza	Edad
Electrocardiogram Measurement and Emotion Estimation of Working Dogs	7	(2) Labrador	Indeterminado
Home monitoring of heart rate and heart rhythm with a smartphone-based ECG in dogs	33	Indeterminado	8.4±3.6 años
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
Preliminary Evaluation of a Wearable Sensor System for Heart Rate Assessment in Guide Dog Puppies	71	(1) Labrador Retriever (70) Indeterminado	(1) 6 años
Wearable Heart Rate Sensor Systems for Wireless Canine Health Monitoring	5	(1) Labrador (2) Raza Mixta (1) Galgo (1) Otterhound	(1) 12 semanas
Wearable Wireless Biophotonic and Biopotential Sensors for Canine Health Monitoring	2	(1) Labrador Retriever (1) Raza Mixta	(1) 7.5 semanas
Inertial Measurement Based Heart and Respiration Rate Estimation of Dogs During Sleep for Welfare Monitoring	1	Labrador Retriever	2-11 años, media 6.2 años

Continuación de la tabla en la siguiente página

Estudio	Cantidad	Raza	Edad
Cardiac monitoring of dogs via smartphone mechanocardiography: a feasibility study	32 (Ensayo Clínico)	(4) Whippet (19) Dóberman (9) Terranova	(1) 3 años
	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	(1) 11 años
Dog activity classification with movement sensor placed on the collar	24	Raza Mixta	8 años
Non-Contact Vital Signs Monitoring of Dog and Cat Using a UWB Radar	4	Beagle	2-14 años, media 6 años
Non-Contact Heart Rate Measurement Based on Adaptive Notch Filter and Elimination of Respiration Harmonics	1	Beagle	1.7-9.7 años, media 5.5 años
A System for Assessment of Canine-Human Interaction during Animal-Assisted Therapies	Indeterminado	Border Collie	3 años
Dry contact electrodes performance in canine ECG	3	(2) Beauceron (1) Hovawart	Indeterminado
Motion-Resilient ECG Signal Reconstruction from a Wearable IMU through Attention Mechanism and Contrastive Learning	5	Beagle	7.5 semanas

Continuación de la tabla en la siguiente página

Estudio	Cantidad	Raza	Edad
The Preliminary Chronic Effects of Electromagnetic Radiation from Mobile Phones on Heart Rate Variability, Cardiac Function, Blood Profiles, and Semen Quality in Healthy Dogs	8	Beagle	2 años
Preliminary Evaluation of a System with On-Body and Aerial Sensors for Monitoring Working Dogs	2	Indeterminado	Indeterminado
Simultaneous Monitoring of Canine Heart Rate and Respiratory Patterns During Scent Detection Tasks	9	(1) Pastor Australiano (1) Raza Mixta (1) Poodle (3) Labrador Retriever (2) Greyhound (1) Pastor Alemán	3-5 años

Fuente: Elaboración Propia

2.1.2.2. Tipos de Electrodo

El pelaje de los animales suele ser un problema para realizar diagnósticos precisos de la frecuencia cardíaca en estos, por ello, se realizan estudios probando diferentes tipos de materiales en los electrodos para superar la impedancia del pelaje animal (Brugarolas et al., 2014). Entre los más usados en las investigaciones son electrodos ECG en impresión 3D hechos de PLA (ácido poliláctico) infundidos en grafeno, demostrando tener resistencia a químicos limpiadores y teniendo una resistencia similar a los electrodos encontrados comercialmente (Foster et al., 2019). También se han creado electrodos en forma de peine con cuatro y diez agujas de oro con resorte, cubiertas de PEDOT:PSS (poli(3,4-etileno dioxitiofeno): poli (ácido estireno sulfónico)) en la punta de los pines (Brugarolas et al., 2016). Se destaca el interés del diseño de electrodos personalizados para disminuir la impedancia que provoca el pelaje de los perros.

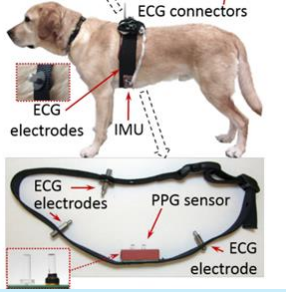

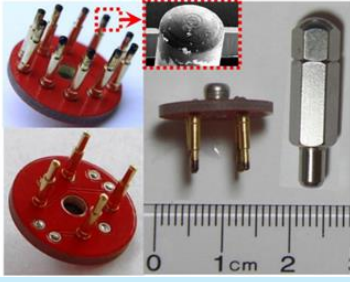

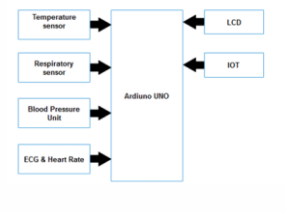

Continuando con los electrodos personalizados, también se trabajó con electrodos recubiertos manualmente por grafeno conductivo, aunque se concluyó que se fabricación era muy demandante y costosa, y tuvo mayor desviación de lectura que los electrodos de PLA infundidos de grafeno (Foster, Erb, et al., 2018). Mientras que otras investigaciones se utilizaron electrodos puntiagudos de acero inoxidable, usados comúnmente en collares de entrenamiento para superar las limitantes impuestas por el pelaje animal (Brugarolas et al., 2014). Los electrodos de Ag-AgCl (plata-cloruro de plata) también fueron tomados en cuenta para realizar medidas electrocardiográficas (Khatate et al., 2018). Se encuentra una variedad de formas de diseñar electrodos, cada una con sus ventajas y desventajas y áreas de mejoras.

Los electrodos de plata fueron modificados de manera que tuvieran menos pines ya que buscaba mejorar el rendimiento del electrodo mejorando su penetración a través del pelaje del animal y aumentando simultáneamente la presión superficial aplicada (Virtanen et al., 2018). Misma investigación realizó pruebas con electrodos dorados con resorte cubiertos de PEDOT:PSS en la punta de cada uno de los pines (Virtanen et al., 2018). En la actualidad, se encuentra una variedad de formas de diseñar y crear electrodos de ECG para superar las limitaciones del pelo de los animales y se siguen realizando investigaciones tanto para validar el uso de estos tipos de electrodos como para realizar pruebas clínicas y/o caseras de manera inalámbrica.

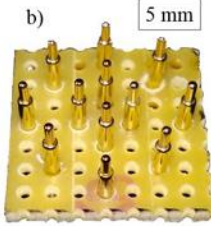


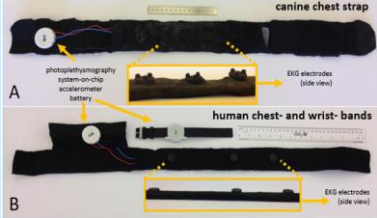


Los dueños de perros también se encuentran motivados de monitorear el bienestar y la salud de sus mascotas, por lo que, se han llegado a realizar pruebas con dispositivos inteligentes (Smartphones) para dicho monitoreo. Ha habido estudios que realizaron pruebas en casa con el uso de un Sony Xperia para el registro de señales ECG por medio de una App y enviados a expertos en el área para comprobar la calidad de estas (Lahdenoja et al., 2019). Mientras que en otros estudios se utilizaron una tecnología de ECG para teléfonos inteligentes que contenía una sola derivación bipolar (AliveCor Veterinary Heart Monitor, AliveCor) junto con interfaz de software (AliveECG Vet, AliveCor) (Vezzosi et al., 2019). El creciente interés de dueños por querer saber la salud de sus mascotas desde casa es tema de continua investigación hoy en día.

A continuación, se muestra en la siguiente tabla las investigaciones en perros y el tipo de electrodo utilizado en estos.

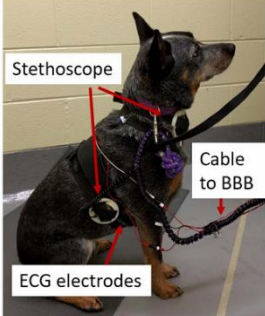

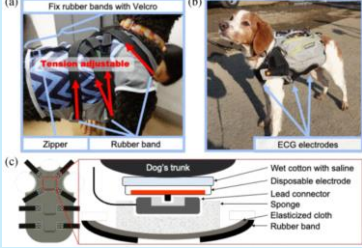
Tabla 2: Electrodo Usados en la Literatura

Nombre de la Investigación	Electrodo Usado	Imagen
Wearable wireless biophotonic and biopotential sensors for canine health monitoring	Electrodos puntiagudos de acero inoxidable	 <p>(Brugarolas et al., 2014)</p>
Preliminary Evaluation of a Wearable Sensor System for Assessment of Heart Rate, Heart Rate Variability, and Activity Level in Working Dogs	Electrodos en impresión 3D hechos de PLA conductivo infundidos de grafeno	 <p>(Foster et al., 2019)</p>
Wearable Heart Rate Sensor Systems for Wireless Canine Health Monitoring	Electrodo en forma de peine con cuatro y diez agujas de oro con resorte.	 <p>(Brugarolas et al., 2016)</p>
3D-Printed Electrocardiogram Electrodes for Heart Rate Detection in Canines	Electrodos recubiertos manualmente con grafeno conductivo	 <p>(Foster, Erb, et al., 2018)</p>
Wearable Smart Health Monitoring System for Animals	Electrodos de plata-cloruro de plata	 <p>(Khatate et al., 2018)</p>
Dry contact electrodes performance in canine ECG	Electrodo de polímero con número reducido de agujas	 <p>(Virtanen et al., 2018)</p>

Continuación de la tabla en la siguiente página

Nombre de la Investigación	Electrodo Usado	Imagen
Dry contact electrodes performance in canine ECG	Electrodo recubierto de PEDOT:PSS (PEDOT)	 <p>(Virtanen et al., 2018)</p>
Cardiac monitoring of dogs via smartphone mechanocardiography: a feasibility study	ECG telefónico Sony Xperia	 <p>(Lahdenoja et al., 2019)</p>
Home monitoring of heart rate and heart rhythm with a smartphone-based ECG in dogs	ECG telefónico y parche de AliveCor	 <p>(Vezzosi et al., 2019)</p>
A System for Assessment of Canine-Human Interaction during Animal-Assisted Therapies	Electrodos de grafeno impresos en 3D	 <p>(Foster, Beppler, et al., 2018)</p>
Comparison of wireless electrocardiographic monitoring and standard ECG in dogs	Electrodos adhesivos	 <p>(Krvavica et al., 2016)</p>
Motion-Resilient ECG Signal Reconstruction from a Wearable IMU through Attention Mechanism and Contrastive Learning	Electrodos personalizados impresos en 3D	 <p>(J. Wang et al., 2023)</p>

Continuación de la tabla en la siguiente página

Nombre de la Investigación	Electrodo Usado	Imagen
Simultaneous Monitoring of Canine Heart Rate and Respiratory Patterns During Scent Detection Tasks	Electrodos en forma de peine de seis pines	 <p>(Brugarolas et al., 2019)</p>
Preliminary Evaluation of a System with On-Body and Aerial Sensors for Monitoring Working Dogs	Electrodos personalizados en impresión 3D	 <p>(Foster et al., 2022)</p>
Electrocardiogram Measurement and Emotion Estimation of Working Dogs	Electrodos blandos desechables	 <p>(Ohno et al., 2022)</p>

Fuente: Elaboración propia

2.1.2.3. Electrocardiografía + IMU

Las unidades de medición inercial (IMU) son pequeños dispositivos capaces de medir la aceleración lineal y la velocidad angular. Por ello, son útiles en el ámbito sanitario para la cuantificación y evaluación objetiva del movimiento del cuerpo humano (Castellanos-Ruíz et al., 2021). Hoy en día, existen estudios del uso de las IMU aplicadas en el área de la veterinaria, especialmente como complemento para realizar diagnósticos más completos de la salud de la mascota (J. Wang et al., 2023).

Foster y su equipo de investigadores se destacan en la utilización de las IMU para monitorear a los perros. En un de sus primeras investigaciones, utilizaron las IMU como suplemento para medir el movimiento del perro y ser un complemento en el diagnóstico de frecuencia cardíaca (Foster et al., 2019). Más adelante, utilizó la información obtenida de esta investigación y realizó mejoras en el prototipo. La primera fase incluía una IMU de 6 grados de libertad de modelo LSM 303, para la segunda fase se cambió utilizando una IMU de 9

grados de libertad del modelo LSM9DS0, que incluía lecturas de magnetómetro (Foster, Brugarolas, et al., 2020). Los sensores inerciales demuestran tener aplicaciones para estudios dirigidos a la veterinaria.

Continuando con los trabajos de Foster, utilizando el prototipo creado de investigaciones anteriores, realizó un estudio con perros en campo abierto monitoreando el terreno y el movimiento del perro con la ayuda de un vehículo microaéreo (Foster et al., 2022). En otra investigación, realizaron pruebas con un prototipo conteniendo sensores de ECG, de fotopletimografía y un acelerómetro, todo esto para obtener información de la frecuencia cardíaca para una mejor comprensión del vínculo humano-canino (HCB) en el entorno clínico (Foster, Beppler, et al., 2018) . Incluso han trabajado en un prototipo utilizando IMU de 6 grados de libertad para estimar frecuencia cardíaca y respiratoria durante el sueño del animal (Foster, Wang, et al., 2020). Las IMU son capaces de usarse en una variedad de áreas en específico para dar más información del objetivo de la investigación.

Los sensores inerciales pueden ayudar en aplicaciones fuera del área clínica, como lo hizo un estudio utilizando tres acelerómetros triaxiales ActiGraph GT9X Link (ActiGraph LLC, Florida, USA) puesto en el lado ventral del cuello. Con esto, se extraían la información del comportamiento del perro a partir de los datos del acelerómetro (Kumpulainen et al., 2018). Mientras que, en otro estudio, con el fin de posibilitar interfaces cibernéticas perro-máquina durante tareas de detección de olores, se utilizó un sensor inercial (IMU) de 9 grados de libertad para procesar la señal y eliminar los artefactos de movimiento de la señal de ECG (Brugarolas et al., 2019).

Brugarolas es otra investigadora que destaca el monitoreo de signos vitales de los perros de manera inalámbrica. En un estudio realizó una red de área corporal canina que consistía en sensores para monitorear parámetros fisiológicos (ECG y PPG) y sensores inerciales (IMU) para monitorear su comportamiento (Brugarolas et al., 2014). Años más tarde, continuó con el trabajo realizado en su investigación anterior, esta vez, con el objetivo de lograr una interpretación más precisa de la respuesta emocional canina correlacionando las respuestas conductuales con las respuestas fisiológicas de la frecuencia cardíaca (FC), la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC) y la frecuencia respiratoria, utilizando de nuevo sensores de ECG, PPG e IMU (Brugarolas et al., 2016).

Ahora, se demuestran los estudios mencionados anteriormente y los sensores IMU que utilizaron junto a los parámetros que se buscaban investigar.

Tabla 3: Tecnologías IMU usadas en la Literatura

Tecnología	Autores	IMU Usado	Parámetro(s) Registrado
Arnés Canino Inalámbrico "Wearable"	Foster et al.	IMU no especificado	Nivel de actividad
Arnés con Sistema Inalámbrico de Detección de Frecuencia Cardíaca	Foster et al.	IMU 6-Ejes: LSM 303	Datos de Movimiento
		IMU 9-Ejes: LSM9DS0 incluye lecturas de magnetómetros.	Datos de Movimiento
Sistema de Sensores en Cinturón "Wearable" (Versión 2)	Brugarolas et al.	IMU 3-Ejes	Comportamiento/Actividad Canina
Sistema de Sensores en Cinturón "Wearable"	Brugarolas et al.	IMU 9-Ejes	Eliminación de Artefactos de Movimiento
Collar Inteligente	Foster et al.	IMU 6-Ejes: LSM9DS0	Actividad Cardíaca Mecánica (Mecanocardiografía), Frecuencia Cardíaca, Frecuencia Respiratoria, Ondas ECG (reconstruidas)
Holter Personalizado	Lahdenoja et al.	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
Collar con Acelerómetro Incorporado	Kumpulainen et al.	Acelerómetro Triaxial: ActiGraph GT9X Link	Comportamiento/Actividad Canina
Sistema de sensores en un Chaleco "Wearable"	Wang et al.	IMU 3-Ejes: LSM9DS0	Actividad Cardíaca Mecánica (Sismocardiografía)
Sistema de arnés corporal para perros	Foster et al.	IMU: LSM9DS0	Comportamiento/Actividad Canina

Fuente: Elaboración Propia

2.1.2.4. *Tecnología de Radar*

La experimentación de métodos no invasivos de monitoreo cardíaco en los perros es un área de mucho potencial y que aún se sigue estudiando, obteniendo avances tanto en el material como en la ergonomía de los dispositivos o métodos utilizados en la investigación (J. Wang et al., 2023). Tal es el caso de una investigación que realizó pruebas para realizar el monitoreo cardíaco y respiratorio en tiempo real utilizando tecnología radar, sin realizar contacto directo con el animal (P. Wang et al., 2020). Esta tecnología marca un aporte interesante al ser capaz de obtener signos vitales caninos desde la distancia.

Esto se realizó utilizando un sistema en chip (SoC) de radar UWB típico denominado X4M02 (P. Wang et al., 2020). El SoC aplicado en este estudio contaba con un transmisor (TX) que cumplía la normativa de funcionamiento sin licencia, muestreo directo de radiofrecuencia (RF) mediante la técnica de barrido-umbral (ST) y rechazo de interferencias de RF (Wang et al., 2020). El estudio demostró que el radar puede medir efectivamente la respiración y frecuencia cardíaca de perros y gatos, teniendo un índice de exactitud arriba de 95%. Aquí se muestra la aplicabilidad que tiene la tecnología radar para en el área de la salud, pudiendo monitorear los signos vitales sin problemas del pelaje del animal.

Pudiendo ser complementario a esta investigación, se destaca un estudio, en el cual, se propuso un método de estimación de frecuencia cardíaca utilizando filtros adaptativos de muesca para eliminar los armónicos de respiración y artefactos que se encuentran en la señal de salida del radar del Doppler (Tazen et al., 2023). El sistema propuesto elimina los armónicos respiratorios mediante filtros de muesca en cascada con frecuencias de muesca controladas por una frecuencia respiratoria fundamental estimada (Tazen et al., 2023). Además, se adopta un filtro adaptativo de muesca con un algoritmo adaptativo para lograr una estimación robusta frente a los artefactos en movimiento y el ruido (Tazen et al., 2023).

El método propuesto resultó tener una mejor exactitud de estimación que cualquier otro método convencional, demostrando estimar con mayor exactitud la frecuencia cardíaca sin que sean influenciados por armónicos de respiración, artefactos de movimiento y ruido (Tazen et al., 2023). Con el pasar del tiempo, y con más estudios, se puede prever el uso de tecnología de radar en el monitoreo de signos vitales de las mascotas.

2.1.2.5. *Propósitos de las Investigaciones*

Cabe destacar que las investigaciones, si bien utilizan componentes y elementos similares entre ellos, el fin que buscan muchas veces son las mismas. Mientras algunas investigaciones buscan maneras conseguir y validar la obtención de señales ECG de manera inalámbrica y personalizadas (Krvavica et al., 2016), otras investigaciones buscan la manera de entender patrones de comportamiento de las mascotas utilizando las señales obtenidas del ECG (Ohno et al., 2022), incluso otras investigaciones desean entender niveles de actividad de acuerdo con este tipo de señales (Kumpulainen et al., 2018).

Foster y su equipo han realizado diferentes estudios de frecuencia cardíaca para perros de trabajo utilizando electrodos con impresión 3D (Foster, Erb, et al., 2018). Empezaron realizando pruebas de la obtención de frecuencia y variabilidad de la frecuencia cardíaca en perros de trabajo de manera inalámbrica (Foster et al., 2019). Luego realizaron estas mismas pruebas, pero en cachorros en entrenamiento para ser perros guías (Foster, Brugarolas, et al., 2020). Seguidamente, utilizó sensores corporales y aéreos para monitorear el comportamiento ambiental y fisiológico en perros de trabajo monitoreando niveles de actividad, frecuencia cardíaca y temperatura corporal en estos (Foster et al., 2022). Todas estas investigaciones están ligadas de usar la información de frecuencia cardíaca para optimizar los métodos de entrenamiento para los perros guías.

Foster también ha realizado experimentos fuera del área de perros guía, como lo hizo en un estudio para evaluar la interacción canino-humana durante las terapias asistidas con animales (Foster, Beppler, et al., 2018). También se destacó en el uso de sensores inerciales para medir y monitorear frecuencia cardíaca y respiratoria durante el sueño de las mascotas (Foster, Wang, et al., 2020). De igual forma realizó un método que permite extraer los parámetros fisiológicos similares que proporciona el ECG utilizando sensores IMU más fáciles de desplegar utilizando un marco de aprendizaje automático (machine learning framework) para reconstruir la señal ECG (J. Wang et al., 2023). Los sensores inerciales están sirviendo como complemento o herramienta principal para extraer las señales ECG de los perros.

2.2. PROBLEMÁTICA

La aparición de enfermedades cardíacas en perros se debe a una variedad de factores y puede afectar a caninos de todos los tamaños, grandes, medianos o pequeños, debido a factores genéticos, alimenticios, metabólicos y la edad (Mejía & Londoño, s. f.). Se estima que alrededor del 10% de los perros que acuden a clínicas veterinarias se diagnostican con enfermedades cardíacas, siendo la enfermedad cardíaca valvular crónica la que más prevalece y representando aproximadamente el 75% de los casos de enfermedades cardíacas en perros (Atkins et al., 2009). Los perros de entre 5 y 7 años de edad son más propensos a desarrollar o mostrar síntomas de enfermedades cardíacas (Mejía & Londoño, s. f.). Estas afecciones, tanto congénitas como adquiridas, en su mayoría no son curables. Solo una pequeña minoría de afecciones congénitas puede tratarse quirúrgicamente antes de que el cachorro cumpla 3 meses (E. L. Torres et al., 2020). Estas afecciones pueden llegar a causar que el sistema cardiovascular pierda la capacidad de mantener la perfusión tisular a presiones normales de llenado. A esta condición se le conoce como insuficiencia cardíaca (Talavera López & Fernández del Palacio, 2005).

Para diagnosticar la ICC no existe una prueba específica para diagnosticarlo, sino que, se realiza mediante la combinación de antecedentes, como exámenes físicos, análisis de sangre, radiografía y eco cardiología (L. Torres, s. f.). Los perros con cardiopatías, especialmente con insuficiencia cardíaca congestiva, se benefician del monitoreo de signos vitales. Esto es importante para mantener esta enfermedad bajo control mientras se minimiza potenciales efectos adversos del tratamiento, como deshidratación excesiva, hipotensión, azotaemia y anomalías de electrolitos y los efectos negativos de la enfermedad cardíaca, como la caquexia (Hezzell, 2020). El tratamiento se enfoca en reducir los signos clínicos causados por estos problemas y en mantener la calidad de vida del animal (Le Bellenet, 2013).

Actualmente, el modo de monitorizar de manera precisa y constante estos parámetros para la salud de los perros que padecen de enfermedades cardíacas es por medio de equipo médico veterinario. Esta monitorización es importante, ya que puede suceder que la percepción del estado de salud de la mascota de manera visual sea subjetiva por parte de los dueños. Sin embargo, las visitas clínicas y el uso de equipos médicos para la monitorización de estos parámetros usualmente son de alto costo. Tomando como ejemplo la situación en San Pedro Sula, frecuentemente se recomienda una alternativa: el uso de ecocardiograma para

la medición de frecuencia cardíaca, ya que es más económico que un electrocardiograma. No obstante, ya sea de carácter comercial o de uso médico, se ha destacado la innovación en nuevas tecnologías para el monitoreo de signos vitales de la mascota, como lo son los productos Petpace, Polar y Voyce (Brugarolas et al., 2016).

Como se mencionó antes, actualmente en el mercado existen métodos para poder monitorear los signos vitales de los perros, entre ellos, los collares PetPace y Voyce. Estos collares son capaces de monitorear los parámetros de frecuencia cardíaca, variabilidad de la frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria y temperatura del perro a través de sensores dentro de este, y todo esto se puede ver dentro de una App que son proporcionada por la empresa creadora del collar (Seitz, 2023). Si bien los estos collares proporcionan información valiosa para saber el estado actual de salud de la mascota, se enfrenta al problema de la adquisición, ya que los precios de estos se encuentran entre \$200-\$300, aparte de que hay que pagar por una suscripción para poder tener acceso a la Apps de estos collares (Philips, s. f.). Eso hay que sumarle que este tipo de collares se encuentran, en su mayoría, fuera del país, por lo que dificulta aún más su adquisición. Si alguien desea monitorear los signos vitales de su mascota desde la comodidad de su casa, tendrá que hacer una gran inversión para poder lograr esto.

Teniendo en cuenta el prototipo existente, este dispositivo está diseñado como una alternativa para la medición de la frecuencia cardíaca en perros con insuficiencia cardíaca congestiva. Al estar en fase de prototipado, se encontraron limitantes en el proceso y puntos de mejoras. Entre ellas destacan: dificultad en registrar señales biopotenciales con a los electrodos de impresión 3D hechos de PLA (ácido poli láctico), la programación era susceptible a fallas debido a las micro variaciones en los valores que registra, los componentes electrónicos se encuentran moldeados con resina, lo que dificulta el reemplazo de algunos de estos, la correa llegaba en ocasiones quedar flojo en perros pequeños y actualmente el prototipo no cuenta con una LCD para visualizar la frecuencia cardíaca en tiempo real. A parte de eso, no se tomaron en cuenta factores externos que pudiesen afectar las mediciones de ECG, como temperatura y humedad del ambiente. Dichas limitaciones sirven como punto de partida para la renovación del prototipo y su funcionalidad aplicable en perros.

2.3. IMAGEN INTEGRADORA

La imagen integradora demuestra, de manera visual, como el proyecto de investigación es un proyecto de seguimiento de un prototipo existente. Cabe destacar que el prototipo existente es la segunda versión (V.2) y el trabajo a realizar es el abordaje de las limitaciones que esta tuvo para el desarrollo de la tercera versión (V.3) que cuente con electrodos compuestos de diferente material, un rediseño visual del prototipo para facilitar el acceso a los componentes internos de este, una pantalla LCD para visualizar en tiempo real la frecuencia cardíaca del animal y realizar ensayos clínicos para comprobar la viabilidad del prototipo.

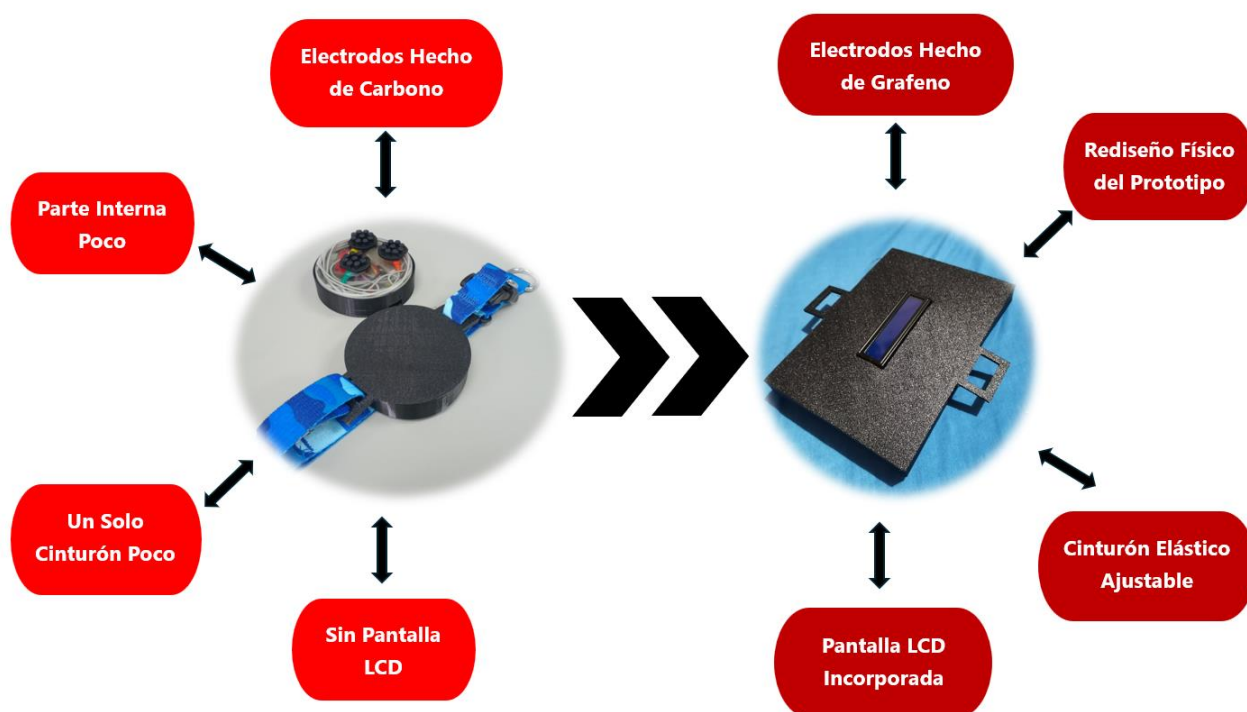


Ilustración 1: Imagen Integradora

Fuente: Elaboración Propia

2.4. TABLA DE LIMITACIONES

Tabla 4: Cuadro de Limitaciones

Autores	Año	País	Enfoque	Tipo de Limitación	Detalle de Limitación
Marc Foster et al.	2018	Estados Unidos	Experimental	Elaboración costosa de electrodos	Proceso de manufactura de los electrodos requiere de mucho tiempo de fabricación y los materiales utilizados no son fácilmente accesibles.
Olli Ladhenoja et al.	2019	Finlandia	Experimental	Interferencia en la Señal	Interferencias externas, como movimiento y jadeo, pueden interferir en la obtención de la señal
A. Kravica et al.	2016	Eslovenia	Experimental	Depilación del Animal	Al ser electrodos adhesivos, se tenía que depilar la zona de su colocación para obtener la señal
Pekka Kumpulainen et al.	2018	Finlandia	Experimental	Problemas con la colocación del sensor	El sensor no se quedaba en la orientación óptima todo el tiempo, lo que dificultaba la evaluación de la recolección de datos
Kazunori Ohno et al.	2022	Japón	Experimental	Tamaño de Muestra Limitada	El tamaño de la muestra fue muy limitado (2 perros de rescate y 5 cachorros), haciendo que la validación clínica sea poco fiable

Continuación de la tabla en la siguiente página

Autores	Año	País	Enfoque	Tipo de Limitación	Detalle de Limitación
Emilie M. Y. Midori et al.	2022	Alemania	Experimental	Biomarcadores Limitados	Se podrían haber examinado más biomarcadores de estrés con una muestra de mayor tamaño.
Tommaso Vezzosi et al.	2019	Italia	Prospectivo y Multicéntrico	Falta de Pruebas de Ensayos Clínicos	No se hizo una comparación del desempeño de los trazados de ECG recogidos por Smartphone con un dispositivo médico diseñado para la obtención de dicho trazado como Holter.
Marc Foster et al.	2020	Estados Unidos	Experimental	Interferencia en la Señal	Se delimita ruido durante las actividades dinámicas. Si el sujeto estaba incomodo, los datos no se usaban en el análisis.
Pengfei Wang et al.	2020	China	Experimental	Diseño de Tecnología	En este se utiliza un radar, por lo tanto, su aplicación es usarlo desde lejos del perro en vez de tenerlo pegado al cuerpo del animal.
Moushumi Tazen et al.	2023	Japón	Experimental	Diseño de Tecnología	Este no es un dispositivo como tal, sino un sistema de estimación de frecuencia cardíaca en perros,
Marc Foster et al.	2022	Estados Unidos	Experimental	Tamaño de Muestra Limitada	La investigación se limitó solo a experimentar con 2 perros, lo que dificulta su validación clínica.

Continuación de la tabla en la siguiente página

Autores	Año	País	Enfoque	Tipo de Limitación	Detalle de Limitación
Marc Foster et al.	2019	Estados Unidos	Experimental	Tamaño de Muestra Limitada	Se limitó a solo experimentar con 2 perros, dificultando la generalización de los resultados.
Marc Foster et al.	2020	Estados Unidos	Experimental	Tamaño de Muestra Limitada	Se limitó a trabajar solo con 1 perro durante las 2 fases del proyecto.
Rita Brugarolas et al.	2019	Estados Unidos	Experimental	Intensidad Limitada de Actividad	No se monitoreó el ritmo cardíaco de algunos perros durante la etapa de descanso.
Rita Brugarolas et al.	2016	Estados Unidos	Experimental	Intensidad Limitada de Actividad	No se evaluó el desempeño del sistema durante períodos de actividad intensiva, solo en reposo
Prathamesh Khatate et al.	2018	India	Descriptivo	Falta de Pruebas de Ensayo Clínicos	No hay validación clínica de parte de expertos ni se llevaron a cabo experimentos para probar su prototipo propuesto.
Rita Brugarolas et al.	2014	Estados Unidos	Experimental	Muestra Limitada	La muestra consistió solo en 2 perros, dificultando la generalización de los resultados.
Foster et al.	2022	Estados Unidos	Experimental	Limitaciones de Medición	Las herramientas y métodos utilizados para evaluar el estrés y bienestar de los perros tienen limitaciones para capturar con precisión el estado real de los animales.

Continuación de la tabla en la siguiente página

Autores	Año	País	Enfoque	Tipo de Limitación	Detalle de Limitación
Virtanen et al.	2018	Finlandia	Experimental	Durabilidad del Dispositivo	No se realizaron estudios prolongados y el revestimiento de los electrodos tendrían una vida útil limitada.
Wang et al.	2023	Estados Unidos	Experimental	Variabilidad en los Datos de Entrada	Los datos obtenidos de los sensores IMU están sujetos a ruidos significativos debido a movimientos corporales y factores ambientales.
Dong et al.	2023	Tailandia	Experimental	Tiempo de Exposición Limitado	El tiempo de exposición a la radiación electromagnética fue limitada, teniendo resultados poco concluyentes.

Fuente: Elaboración Propia

Analizando las limitantes que tuvieron tanto la fase anterior del proyecto como las investigaciones narradas en la literatura, el proyecto busca afrontar ciertas limitantes, como la realización de ensayos clínicos en centro veterinario y la extracción de una muestra considerable. En cuanto a las limitaciones de la etapa pasada del prototipo, en el actual busca hacer la extracción de datos de manera sincronizada con los métodos tradicionales de medición, diseñar un cinturón que sea efectivo independientemente del tamaño del perro y realizar cambios en la codificación para potenciar el filtrado y el procesamiento de la señal.

III.OBJETIVOS

A continuación, se presentan los objetivos del presente proyecto.

3.1. OBJETIVO GENERAL

- Mejorar en efectividad un prototipo existente de registro de frecuencia cardíaca canina, evaluando las propiedades actuales que este posee e incorporar nuevos componentes para optimizar tanto la ergonomía como el procesamiento de la señal del dispositivo.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Realizar un rediseño físico del prototipo para poder facilitar el acceso a los componentes electrónicos que se encuentran dentro de este y buscar alternativas de cinturones/correas, con énfasis en perros pequeños.
- Evaluar la señal obtenida por el prototipo actual y optimizar la obtención y amplificación de esta.
- Implementar una pantalla para poder visualizar en tiempo real la frecuencia cardíaca del perro.
- Determinar mejoras a realizar para la creación de nuevos electrodos, tanto en el material y dimensiones de este.

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. 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 tiene un enfoque mixto, ya que incluye la recopilación y análisis de datos tanto cuantitativos como cualitativos. Datos como las mediciones de la frecuencia cardíaca, gráficos, cálculos de precisión y comparaciones numéricas entre los prototipos forman la base de datos numérica del proyecto, utilizada para validar la optimización del prototipo. Además, aspectos como el comportamiento de las mascotas durante las pruebas, percepciones de comodidad y opiniones recopiladas a través de encuestas del personal proporcionan información cualitativa que ayuda a una comprensión más completa para el desarrollo del proyecto de investigación y para cumplir con los objetivos establecidos.

Dado que se trata de una investigación de seguimiento para un prototipo existente, en la que se modifican ciertos aspectos de la versión anterior, se puede considerar que tiene un alcance exploratorio y descriptivo. Esto se debe principalmente a que se busca identificar y detallar formas de abordar las limitaciones del prototipo anterior, basándose en la implementación de modificaciones técnicas y mejoras fundamentadas en la información cuantitativa y cualitativa del prototipo actual. Además, al tratarse de un estudio que depende en gran medida de pruebas técnicas, como ensayos clínicos para validar su funcionalidad, el diseño de la investigación se define como cuasiexperimental.

Durante los ensayos clínicos, se utilizan perros de un centro veterinario local como pacientes, lo que establece que el tipo de muestra es no probabilística, debido a

que depende de los perros disponibles y de la cantidad que el centro pueda proporcionar.

Tabla 5: Metodología de la Investigación

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

Fuente: Elaboración Propia

4.2. VARIABLES

En el presente proyecto, las variables independientes serían los participantes, la tecnología de medición y materiales a usar. Estos, al modificarlos, tienen un efecto en la funcionalidad del prototipo. La variable dependiente se determina como la efectividad del prototipo Optimizado, como la precisión, confiabilidad, diseño y comodidad, ya que el diseño final dependerá de las modificaciones y alteraciones hechas en la etapa de desarrollo. Por último, la variable de control para validar la funcionalidad y confiabilidad del prototipo, se realizan ensayos clínicos en un ambiente veterinario, comparando, en términos de precisión, las señales obtenidas por el prototipo con las que se obtengan con los dispositivos veterinarios estándares.

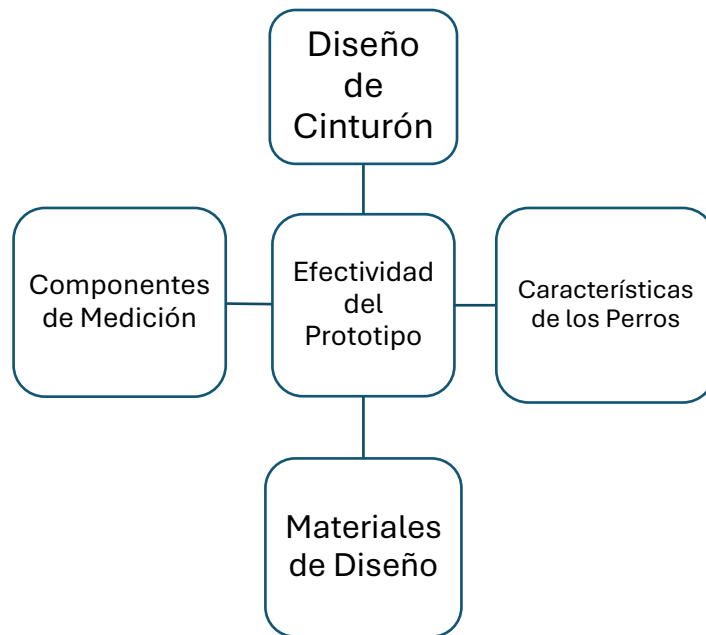


Ilustración 2: Representación de Variables

Fuente: Elaboración Propia

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:

- Diseño de cinturón: El material y el aspecto que se le dé al cinturón puede afectar en la comodidad del perro y la ergonomía del prototipo usado por las personas.
- Características de los perros: Características como el pelo, tamaño y raza del perro puede influir en la precisión del prototipo.
- Materiales de diseño: Los elementos utilizados en la construcción del prototipo, tales como el material de la carcasa, pueden afectar la durabilidad, comodidad y estética general.
- Componentes de medición: Los componentes nuevos a implementar en el prototipo puede contribuir a un mejor precisión y fiabilidad de este.

Entre estos están el Arduino Nano, módulo ECG AD8232, batería de 9V, pantalla LCD 16x2 con IC2 y módulo de Bluetooth HC-05.

4.3. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS

En el desarrollo del proyecto de investigación se han utilizado técnicas e instrumentos específicos para cada fase del prototipo, una para el prototipo existente y otra para el optimizado. Sin embargo, la implementación de estas técnicas e instrumentos ha sido complementaria e integradora, colaborando entre ambas para alcanzar el producto final. Las herramientas empleadas han permitido abordar y ejecutar las etapas del proyecto según los objetivos establecidos. Es importante señalar que estas no son las únicas opciones disponibles; la elección de las técnicas e instrumentos ha sido estratégica y adaptada a las necesidades específicas de cada fase del prototipo.

4.3.1. TÉCNICAS Y HERRAMIENTAS DEL PROTOTIPO EXISTENTE

Se utilizan como base algunos de los elementos físicos (hardware), componentes electrónicos, programas, algoritmos y software previamente empleados para continuar desarrollando el prototipo. Estos elementos sirven de fundamento para su optimización y mejora. De forma general, las técnicas y herramientas utilizadas en el prototipo actual se pueden separar como el uso del programa Arduino IDE, algoritmo Pan-Tompkins, aplicación nRF Connect, módulo ECG AD8232, procesador Arduino, ensamblado de componentes, impresión 3D de electrodos y carcasa frontal y un cinturón.

4.3.2. TÉCNICAS Y HERRAMIENTAS DEL PROTOTIPO OPTIMIZADO

Considerando el prototipo optimizado, se tienen en cuenta tanto los elementos ya existentes del prototipo anterior como nuevos componentes, para poder llevar a cabo los objetivos establecidos en el proyecto de investigación.

4.3.2.1. *Arduino IDE*

Arduino IDE (Integrated Development Environment) es un software de código abierto que permite a los usuarios escribir, compilar y cargar código en las placas de desarrollo de Arduino. Es una herramienta esencial para programar microcontroladores de la familia Arduino. Se desarrolló un nuevo código en este software durante la segunda

fase del prototipo partiendo de la intención del código original y el uso del algoritmo Pan-Tompkins. Este programa se utilizó nuevamente para la siguiente fase del proyecto, esto con la intención de mantener las funciones IoT (Internet de las Cosas) que se implementaron en etapa anterior, con ligeros cambios en el código para afrontar las limitaciones que este tuvo en esta área.

4.3.2.2. *MATLAB*

MATLAB es un entorno de programación y un lenguaje de alto nivel desarrollado por MathWorks. Es ampliamente utilizado para análisis de datos, desarrollo de algoritmos y creación de modelos matemáticos. Este programa fue utilizado para la primera fase del proyecto y nuevamente se vuelve a utilizar en la etapa presente, esta vez, para realizar un post procesamiento de la señal obtenida por el prototipo optimizado.

4.3.2.3. *Componentes Electrónicos en Prototipo*

Se continuó usando el hardware ya elaborado, compuesto por los componentes ensamblados como el módulo ECG, procesador Arduino y jumpers, añadiendo a este una pantalla LCD y un módulo de Bluetooth HC-05. Debido a que los componentes se encuentran fijados en un molde, se optó por rehacer el prototipo físicamente.

4.3.2.4. *Freecad*

FreeCAD es un modelador 3D paramétrico de código abierto hecho principalmente para diseñar objetos de la vida real de cualquier tamaño. Herramienta utilizada para el modelado y diseño de las piezas donde estarán los componentes electrónicos, así igual que los nuevos electrodos impresos que serán incorporados al prototipo.

4.3.2.5. *Impresión 3D*

Se realizó la impresión de todas las piezas de un material de TPU en donde contendrán los componentes electrónicos descritos anteriormente. De igual forma, tomando de referencia la investigación de Marc Foster et al. (2018) y la etapa anterior de este proyecto se realizó la impresión 3D de 3 electrodos de filamento de PLA conductivo con ligeros cambios en el diseño a los electrodos impresos 3D anteriormente.

4.3.2.6. *Cinturón*

Para mantener la funcionalidad wearable y que el prototipo se mantenga en contacto directo con el perro, se optó por realizar un cinturón elástico ajustable, esto para contrarrestar la limitante que se tiene con el prototipo existente con el poco contacto en perros pequeños.

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. 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 renovada.

4.4.1. REQUISITOS

Los requisitos establecen lo necesario para que el prototipo funcione según su propósito. Basándose en un prototipo existente, los requisitos para su renovación están relacionados con las limitaciones previamente identificadas, y su validación se realiza a través de pruebas de aceptación para verificar cómo se abordaron esas limitaciones.

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 de la fase anterior de este. De las cuales se definieron contar con un rediseño total del prototipo para una mayor libertad de la colocación de los electrodos, optar por un tipo de electrodo de diferente para superar la impedancia provocada por el pelaje del animal e incorporar un tipo de cinturón distinto para que pueda ajustarse a todos los tamaños de perros. Se espera que el prototipo optimizado pueda abordar y resolver estas limitaciones.

4.4.1.2. *Pruebas de Aceptación*

Mediante las pruebas realizadas con el prototipo final optimizado, se buscó determinar la aceptación del concepto e implementación por parte de los veterinarios. El objetivo era validar, desde su perspectiva, el diseño, la funcionalidad y el rendimiento del prototipo para su uso en contextos veterinarios.

4.4.2. SISTEMAS

Se centra en la descripción de la arquitectura y los módulos utilizados, cuya precisión y eficiencia se verifican mediante ensayos clínicos.

4.4.2.1. *Diseño de Arquitectura y Módulos*

Se utilizan como base los componentes electrónicos ya presentes en el prototipo existente, incluyendo la programación utilizada para el procesamiento y lectura de señales, el módulo de ECG y el procesador de Arduino. No obstante, se le agregaron a los componentes una pantalla LCD y un módulo de Bluetooth, por lo tanto, se decide hacer un rediseño completo del prototipo para la incorporación de dichos elementos. De igual forma, se desarrollan otros electrodos, siempre de PLA conductivo, pero de grafeno esta vez, material que tanto la literatura como las recomendaciones de la fase anterior del proyecto sugirieron utilizar. También, se hace ajustes a la programación establecida para integrar la pantalla LCD a este y permitir que, por este medio, visualizar el parámetro de frecuencia cardíaca del perro. Asimismo, se considera un cinturón elástico ajustable para que pueda contacto con el perro independiente del tamaño de este.

4.4.2.2. *Ensayos Clínicos*

Las tecnologías y valores añadidos al prototipo se validan mediante ensayos clínicos realizados en perros de un centro veterinario. La validación clínica se lleva a cabo comparando las mediciones del prototipo con un método de referencia, evaluando así su precisión, confiabilidad y usabilidad en condiciones reales.

4.4.3. SUBSISTEMA

Se describe la composición del prototipo optimizado y se explica cómo se verifica la funcionalidad intrínseca de sus elementos.

4.4.3.1. *Incorporación e Integración*

Con el prototipo rediseñado, junto con los electrodos impresos en 3D y el cinturón elástico, se incorporan los elementos para tener el producto final en físico completado. El resultado es un dispositivo wearable en forma de cinturón, listo desde una perspectiva preliminar. Se considera como el ensamblaje de todos los componentes necesarios para el funcionamiento adecuado del prototipo optimizado.

4.4.3.2. *Pruebas de Integración*

Para verificar el funcionamiento y la comunicación entre los elementos conectados, se realizan pruebas utilizando la programación establecida. Estas pruebas buscan corroborar una medición preliminar que valide la integración exitosa de los electrodos, la programación y el diseño del dispositivo.

4.4.4. DESARROLLO

Especifica los cambios y modificaciones que se realizaron en la programación para incorporar la pantalla LCD a este y que permita visualizar la frecuencia cardíaca del animal, al igual que incluir valores agregados para optimizar el prototipo tomando como base la programación original.

4.4.4.1. *Programación*

Se trabajó nuevamente en el programa ARDUINO IDE con el propósito de mantener el canal de conexión inalámbrico para transferir los datos registrados por el dispositivo a una aplicación que permita su visualización numérica y gráfica. A este se le suma la utilización del programa MATLAB para poder realizar el procesamiento de la señal obtenida por el prototipo. Asimismo, se agregaron líneas de código para poder enviar los datos de frecuencia cardíaca a la pantalla LCD y la señal ECG por medio del módulo de Bluetooth.

4.4.4.2. *Pruebas de Unidad*

Para verificar la funcionalidad de la programación, se realizaron pruebas individualizadas en un sujeto humano con el fin de asegurar que no hubiera errores en el código y se ejecutara correctamente.

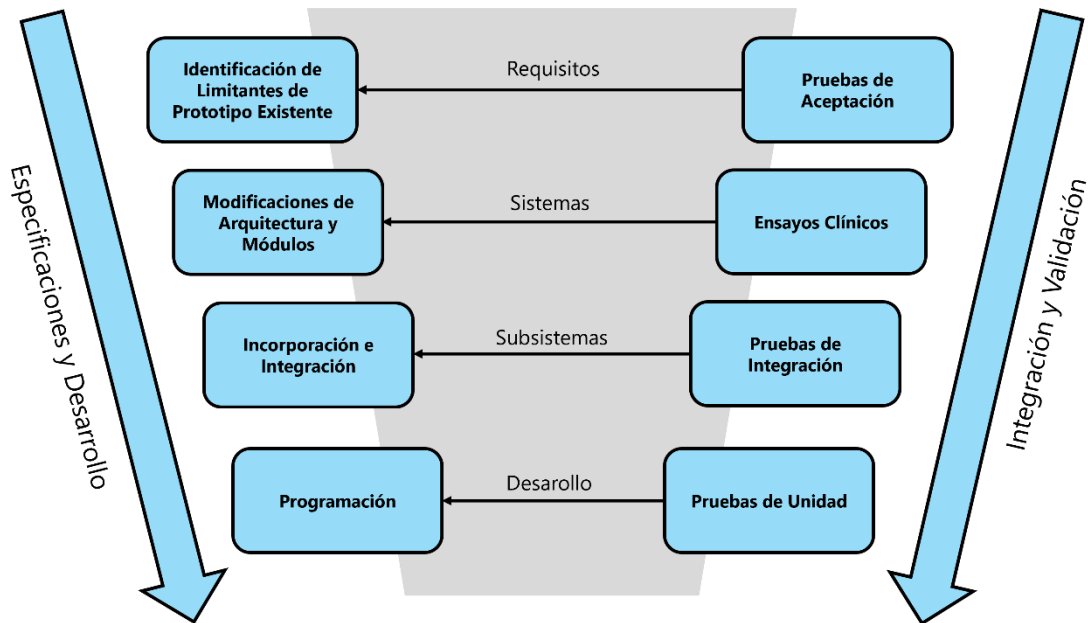


Ilustración 3: Modelo en V

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

Para verificar la aplicabilidad del prototipo en contextos tanto domésticos como veterinarios con perros, se realizaron pruebas tanto del prototipo existente como del Optimizado para evaluar la precisión en las mediciones de la frecuencia cardíaca. Se utilizaron como sujetos de estudio los perros disponibles en el centro veterinario, abarcando diversas razas, tamaños y estados de salud. El objetivo fue validar que el prototipo cumpla con las funcionalidades esperadas, incluyendo facilidad de uso y comodidad para los perros.

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 hizo uso de un electrocardiograma, método comúnmente utilizado en la

práctica para registrar las señales eléctricas del corazón y muestra cómo late. Se analiza la precisión y el margen de error del prototipo en relación con estos estándares.

4.5.3. EVALUACIÓN CON EXPERTOS

A través de la colaboración e interacción con veterinarios en el centro clínico, las pruebas de usabilidad permiten evaluar la intuitividad del diseño, la facilidad de uso del dispositivo y la satisfacción general con el prototipo desde la perspectiva de los expertos. Estas pruebas proporcionan retroalimentación valiosa sobre la utilidad, efectividad y aceptación del prototipo en el entorno clínico.

4.6. PLAN DE TRABAJO

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 8 semanas. Se inicia con la revisión literaria y culmina con los ensayos clínicos de los prototipos.

Tabla 6: Cronograma

	Revisión de Literatura	Elaboración de Documentos Pertinentes	Diseño de Prototipo y Electrodo	Desarrollo de Metodología	Impresión 3D de Prototipo y Electrodo	Pruebas Preliminares de Prototipo Optimizado	Nuevo Diseño e Impresión de Prototipo Optimizado	Elaboración de la Programación	Prueba de Electrodo Nuevos	Ensayos Clínicos – Prototipo Existente y Optimizado
Semana 1	X		X							
Semana 2	X	X	X	X						
Semana 3				X	X					
Semana 4				X		X	X	X		
Semana 5								X		
Semana 6								X	X	
Semana 7									X	X
Semana 8										
Semana 9										
Semana 10										

Fuente: Elaboración Propia

4.7. OPERACIONALIZACIÓN DE 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 7: Operacionalización de Variables

Objetivos	Variables	Definición	Dimensiones	Indicadores
General	Dependientes			
Renovar un prototipo existente de registro de frecuencia cardíaca canina, evaluando las propiedades actuales que este posee e incorporar nuevos componentes para optimizar tanto la ergonomía como el procesamiento de la señal del dispositivo.	Diseño y producto final del prototipo Optimizado	La efectividad del prototipo optimizado, en términos de precisión, confiabilidad, diseño y comodidad, dependerá de las modificaciones y ajustes realizados durante su 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 un rediseño físico del prototipo para poder facilitar el acceso a los componentes electrónicos que se encuentran dentro de este y buscar alternativas de cinturones/correas, con énfasis en perros pequeños.	Materiales de diseño del prototipo y cinturón	Seleccionar los materiales adecuados para mantener un diseño wearable que incorpore elementos del prototipo original.	Propiedades físicas Aspectos Estéticos	Peso, flexibilidad, resistencia, biocompatibilidad, durabilidad. Diseño atractivo, ergonomía, calidad de materiales, coherencia estética, atractivo visual.

Objetivos	Variables	Definición	Dimensiones	Indicadores
Evaluar la señal obtenida por el prototipo actual y optimizar la obtención y amplificación de esta.	Componentes electrónicos de medición	Mejorar la precisión, claridad y fiabilidad de la señal, y asegurando que la señal sea adecuada para su análisis y monitoreo continuo.	Procesamiento de datos	Evaluación de la señal Optimización de la obtención y amplificación de la señal
Implementar una pantalla para poder visualizar en tiempo real la frecuencia cardíaca del perro	Componentes electrónicos para visualización	Incorporar una pantalla LCD que cumpla la labor de transmitir, de manera visual, la frecuencia cardíaca de perro y realizar ajustes en la programación para dicha labor.	Programación	Visualización en tiempo real Implementación y evaluación del sistema
Determinar mejoras a realizar para la creación de nuevos electrodos, tanto en el material y dimensiones de este.	Materiales de diseño del electrodo	Con las recomendaciones dadas en la etapa anterior del prototipo, se implementó un diferente diseño y material para los electrodos impresos en 3D para superar la impedancia producida por el pelaje del animal.	Propiedades físicas Aspectos físicos	Evaluación del material de los electrodos Evaluación de las dimensiones de los electrodos

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 8: Matriz Metodológica

Renovación De Prototipo Wearable Para Monitoreo De Frecuencia Cardíaca En Perros				
Planteamiento del Problema	Preguntas de Investigación	Objetivos	Variables	Técnicas e Instrumentos
Teniendo en cuenta el creciente interés en la monitorización de perros, especialmente aquellos con problemas cardíacos, ¿cómo se puede renovar el prototipo actual para convertirlo en un producto final efectivo para la medición precisa de la frecuencia cardíaca en perros?	General	General	Dependiente	
	¿De qué forma se puede renovar el prototipo existente con base a las limitantes que presente?	Renovar un prototipo existente de registro de frecuencia cardíaca canina, evaluando las propiedades actuales que este posee e incorporar nuevos componentes para optimizar tanto la ergonomía como el procesamiento de la señal del dispositivo.	Diseño y producto final del prototipo Optimizado	Modelo en V Componentes electrónicos del prototipo
	Específicas	Específicos	Independientes	
	¿Qué materiales utilizar para el rediseño del prototipo y para el cinturón para mantener un sistema portátil y duradero?	Realizar un rediseño físico del prototipo para poder facilitar el acceso a los componentes electrónicos que se encuentran dentro de este y buscar alternativas de cinturones/correas, con énfasis en perros pequeños.	Materiales de diseño del prototipo y cinturón	FreeCAD Impresión 3D Diseño y ensamblado de wearable

Renovación De Prototipo Wearable Para Monitoreo De Frecuencia Cardíaca En Perros				
Planteamiento del Problema	Preguntas de Investigación	Objetivos	Variables	Técnicas e Instrumentos
	¿Qué componentes utilizar para mejorar la obtención y amplificación de la señal ECG?	Evaluar la señal obtenida por el prototipo actual y optimizar la obtención y amplificación de esta.	Componentes electrónicos de medición	Módulo ECG AD8232 Arduino Nano Arduino IDE/MATLAB
	¿Qué cambios en la programación habría que hacer para incorporar el uso de la pantalla LCD para la visualización de la frecuencia cardíaca?	Implementar una pantalla para poder visualizar en tiempo real la frecuencia cardíaca del perro e incorporar una alarma, tanto visual como auditiva, para saber cuándo este parámetro se encuentra fuera del rango aceptable.	Componentes electrónicos para visualización y alarma	Pantalla LCD 16x2 con I2C Arduino IDE/MATLAB
	¿Qué otros materiales pueden servir para el desarrollo de electrodos y que cambios de dimensiones tendría este?	Determinar mejoras a realizar para la creación de nuevos electrodos, tanto en el material y dimensiones de este.	Materiales de diseño del electrodo	FreeCAD Impresión 3D

Fuente: Elaboración Propia

V. RESULTADOS

Este estudio busca evaluar la efectividad de un prototipo mejorado a través de pruebas en perros. Los resultados se compararán con un prototipo anterior y con métodos tradicionales, y se analizarán tanto los datos obtenidos como las opiniones de los veterinarios. El objetivo es determinar si las modificaciones realizadas al prototipo han mejorado su rendimiento y si cumple con los estándares de bienestar animal.

5.1. PROTOTIPO EXISTENTE

El prototipo existente resulta de una fase 2 como la optimización de un 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, en el cual, idealmente, se pueda medir la frecuencia cardíaca en perros durante tiempos de reposo. La estructura del prototipo consiste en una envoltura circular de plástico PLA que actúa como protección para los componentes electrónicos internos, los cuales están fijados en un molde de resina.

Los componentes electrónicos que posee este prototipo para la obtención de la señal fueron: electrodos con impresión 3D hechos de PLA conductivo con carbono, Arduino Nano 33 BLE Sense Rev2, módulo ECG AD8232 y 2 baterías de litio CR2032. El prototipo cuenta también con un sensor IMU MPU9250 que fue usado durante la fase 1 de este para correlacionar la frecuencia cardíaca canina con el movimiento de este, distinguiendo momentos de reposo y de actividad física. Su uso fue descartado para la fase 2 ya que se centró en las limitaciones que este tuvo en su momento.

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. Aunque el Arduino IDE no puede implementar de manera directa este algoritmo, se buscó la manera de asimilar el algoritmo en dicho programa. Con este programa, se incorporó funciones IoT para poder mandar la información obtenida por el prototipo a una aplicación en el teléfono móvil.

Por último, se realizaron modificaciones en la carcasa frontal, añadiendo extensiones en sus extremos para dejar espacio para un cinturón ajustable.

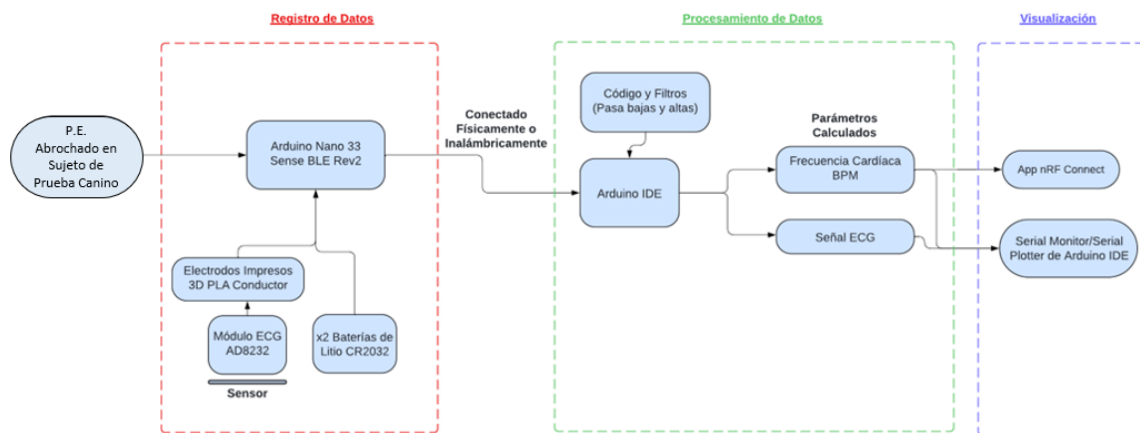


Ilustración 4: Diagrama de Funcionamiento de P.E.

Fuente: Elaboración Propia

5.2. 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 3 del desarrollo de la tecnología wearable para caninos, con un enfoque principal en la medición y refinamiento de la frecuencia cardíaca y la señal ECG.

Una de las características distintivas del P.O. es el rediseño total de este, dando mayor ergonomía para uso veterinarios. En este rediseño se destaca el hecho de que los electrodos están libres para que el veterinario pueda colocarlo en donde desee, ya que, idealmente, un ECG de 3 derivaciones se colocan los electrodos de manera separada (lado superior derecho, lado superior izquierdo y lado inferior izquierdo), posibilitando también que la extracción, visualización y procesamiento sea más fácil que al tener los electrodos juntos en un solo punto. A parte de eso, se diseñó un cinturón elástico ajustable para que pueda permanecer el prototipo en el sujeto sin que personal deba sostenerlo manualmente.

También se incorporó un módulo de Bluetooth HC-05, con el propósito de que prototipo funcione de manera completamente inalámbrica. Si bien la fase anterior se

incorporó IoT, este solo se pudo conectar con un teléfono móvil, en el cual, se mandaba la información de frecuencia cardíaca a este dispositivo, mientras tanto, el prototipo debía mantenerse conectado con cable para que este funcionara. El prototipo contaría también con una pantalla LCD para visualizar de manera directa la FC del animal, por lo tanto, se excluyó el uso del teléfono móvil para realizar dicha acción.

En la parte de codificación, se usaron dos aplicaciones para realizar la extracción, visualización y procesamiento de la señal. Arduino IDE se utilizó principalmente para poder leer la señal y visualizar la señal pura, o sea, sin filtro ni procesamiento. MATLAB fue la aplicación a utilizar para realizar la parte de procesamiento de la señal, extrayéndola de Arduino IDE y aplicando filtros para que la señal saliera lo más limpia posible. A parte de esto, debido a que MATLAB si puede implementar el algoritmo Pan-Tompkins directamente, se realizó esto en dicho programa para poder realizar la medición de la frecuencia cardíaca.

La siguiente imagen muestra el funcionamiento del prototipo optimizado.

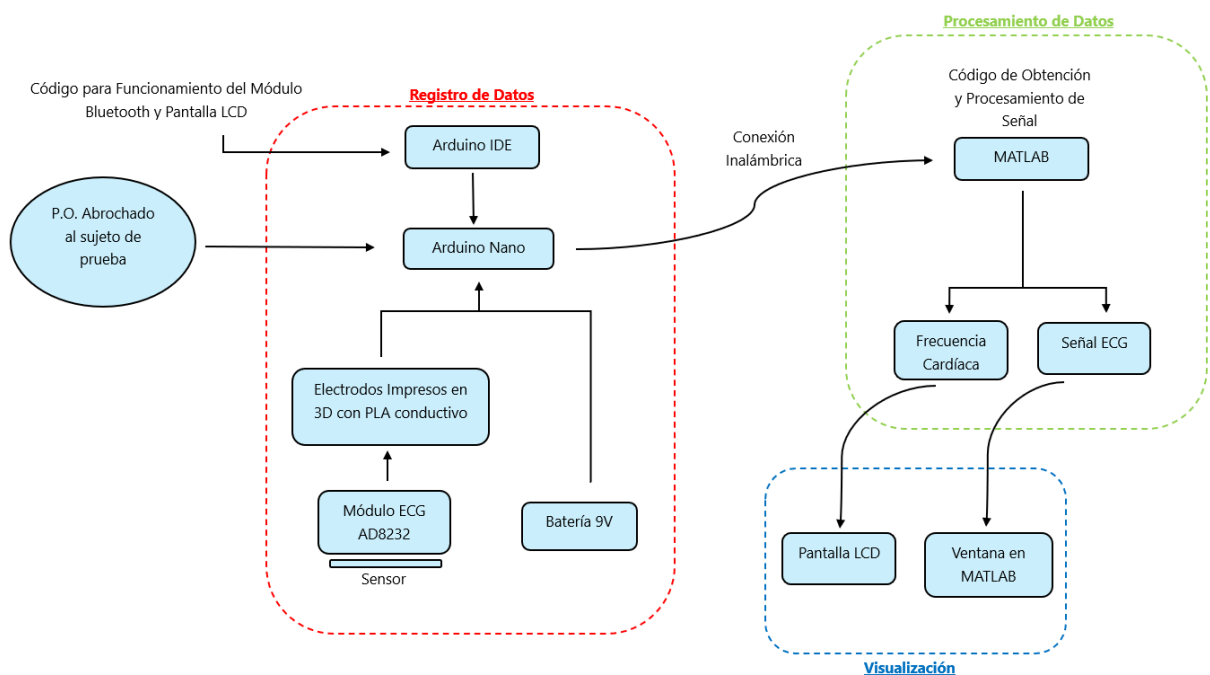


Ilustración 5: Diagrama de Funcionamiento de P.O.

Fuente: Elaboración Propia

5.2.1. REDISEÑO DE PROTOTIPO

El primer diseño del prototipo nuevo optó por una forma cuadrada, con unas agarraderas en los lados de la tapadera de este para colocar el nuevo cinturón, un agujero en la parte superior para la colocación de la pantalla LCD y un agujero en la base en donde saldrán los electrodos. El cinturón nuevo se hizo de un material elástico (Ver Anexos 8) y, con el uso de hendiduras, se logró hacer que este tuviera un diseño ajustable con la idea de poder utilizarse en cualquier tipo de perro, independientemente del tamaño de este.

Este rediseño tiene como objetivo poder mejorar la ergonomía que tenía el prototipo anterior y de hacer los componentes electrónicos encontrados dentro de este más accesible, ya que en el P.E. se encuentran dentro de un bloque de resina, haciendo su reemplazo y adición de elementos muy difícil. El material que se utilizó para este prototipo fue de TPU (poliuretano termoplástico), mismo material que se utilizó como tapadera para el prototipo anterior.

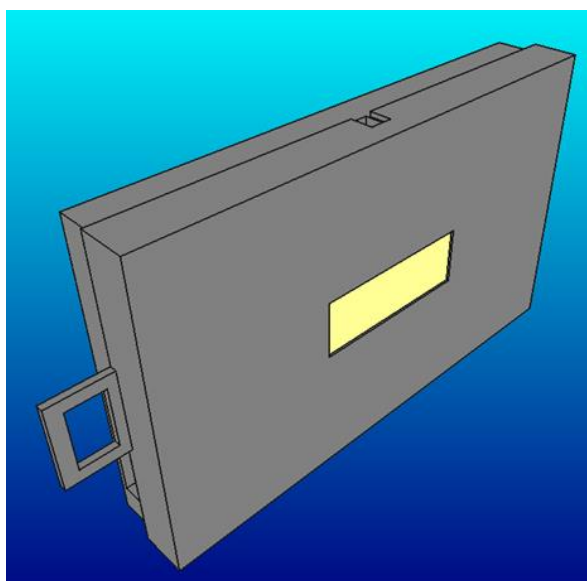


Ilustración 6: Diseño Inicial del Prototipo (FreeCAD)

Fuente: Elaboración Propia

También se diseñaron nuevos electrodos para superar la impedancia producida por el pelaje del perro y evitar la depilación de este. Si bien los electrodos de la fase anterior dieron buenos resultados (electrodos de PLA conductivo hechos de carbono), en esta etapa se optó por un material ligeramente distinto debido a las recomendaciones

dadas por el investigador de la etapa 2 y el material usado en varias investigaciones en la literatura.

De igual forma, las dimensiones de estos electrodos se tomaron la libertad de poder hacerlo, inspirándose en el tamaño que se utilizaron en los electrodos anteriores con ligeros cambios en la cantidad de protuberancias y la figura sería completamente circular. El material de estos electrodos es de PLA conductivo hechas con grafeno.

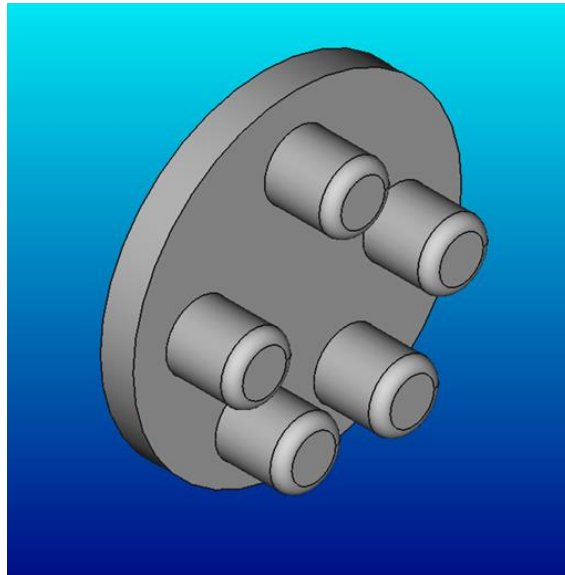


Ilustración 7: Diseño de Electroodos (FreeCAD)

Fuente: Elaboración Propia

5.2.2. PRUEBAS PRELIMINARES FÍSICAS DEL PROTOTIPO

Antes de realizar las pruebas y extracción de datos, se examinó que tal se ajustaba el nuevo prototipo a los perros. Principalmente, este ejercicio daba información de si el tamaño del prototipo era óptimo y si el cinturón diseñado daba buenos resultados de sujeción de del prototipo con el perro. Cabe destacar que estos ensayos se realizaron con 3 perros medianos en el centro veterinario de San Pedro Sula Pet's Planet.

El proceso que se llevó a cabo fue intentar simular el escenario de cómo se haría al momento de tomar la señal. El prototipo se ubicó en la espalda del sujeto de prueba, de la cual, salen de la base los electrodos para poder colocarlos en el tórax del perro. El cinturón se agarraba de las extensiones que el prototipo tenía y, una vez puesta, se ajustaba para que pudiese quedar bien sujeto al animal. Los electrodos eran colocados

por debajo del cinturón. A parte de eso, se utilizó un segundo cinturón, también elástico y ajustable, que iba colocado en la cintura del perro donde va puesto uno de los electrodos.

Realizando estas pruebas se descubrieron algunos aspectos importantes. Primero, el prototipo no quedaba totalmente firme, se balanceaba por más que se le intentara ajustar el cinturón. Por otro lado, los electrodos si se quedaban en su posición, por lo que, el problema solo era con el prototipo como tal. Otra observación que se hizo fue el tamaño del prototipo. Si bien se probaron en perros medianos, el prototipo mostraba ser un poco más grande de lo que se pretendía. El cinturón como tal si se sujetaba bien con el perro, dando una buena sujeción que se vio limitado por la falta de firmeza del prototipo.

Con estas observaciones en cuenta, se realizaron cambios en el prototipo para poder afrontar las complicaciones que tuvo en esta fase de prueba. Inicialmente, se optó por reducir el tamaño del prototipo, para que quede más centrado en el perro, asegurando que se acomode mejor a cualquier tipo de perro. En el prototipo se realizó unos ajustes, siempre se le puso las extensiones a este para el cinturón, pero ahora, con la idea de que quede más firme, se hicieron agujeros en medio para que el cinturón pase a través de este en vez de utilizar las agarraderas. Se estima que, con estos cambios, prototipo optimizado quede más firme y seguro en el perro.

Cabe destacar que en este nuevo modelo también se hizo cambio en los tipos de cinturones a usar. En la primera versión se utilizó cinturones elásticos de poco grosor y este se adhería a las extremidades del prototipo, mientras que para la nueva versión se optó nuevamente usar elástico, pero con mayor grosor para que pudiera cubrir más superficie del tórax del animal y asegurar una mejor firmeza en este (ver Anexos 8).

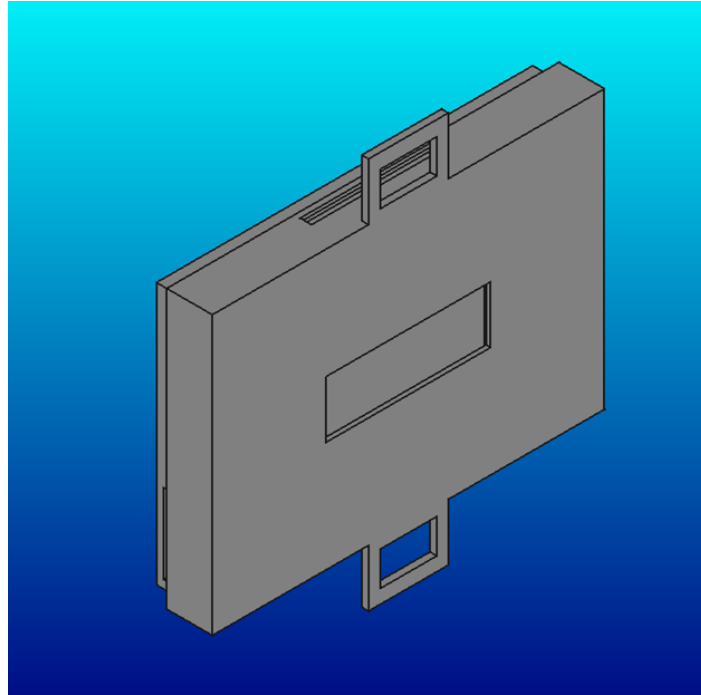


Ilustración 8: Nuevo Diseño del Prototipo (FreeCAD)

Fuente: Elaboración Propia

5.2.3. ELEMENTOS ELECTRÓNICOS

Tomando como referencia los estudios anteriores y las mejoras a realizar, se optó por utilizarse los siguientes componentes electrónicos para esta fase del proyecto: Arduino Nano, módulo Bluetooth HC-05, módulo ECG AD8232, pantalla LCD 16x2 I2C y batería de 9V.

Una de las limitaciones que tuvo el prototipo existente fue que, si bien se le implementó IoT a este, aún tenía que mantenerse conectado con cable directamente con el prototipo, teniendo que estar cerca de la computadora. Con esto en mente, con el microcontrolador Arduino Nano, se le incorporó un módulo Bluetooth HC-05, esto con el fin de que el prototipo funcione inalámbricamente en su totalidad, sin necesidad de estar siendo alimentado por cable. Esto daría gran ventaja al momento de utilizarse, ya que, no requeriría que la computadora esté cerca de este.

Se vuelve a utilizar el módulo ECG AD8232 para la extracción la actividad eléctrica del corazón. Cabe destacar que la información obtenida por este módulo va directamente al módulo de Bluetooth en vez de mandarlo a un puerto de la computadora. Se alimentó el microcontrolador con una batería de 9V y se incorporó una

pantalla LCD para la visualización de la frecuencia, esto con el fin de descartar el uso del teléfono para realizar esta función.

5.2.4. CÓDIGO PARA OBTENCIÓN Y PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

Con el objetivo de poder obtener la señal ECG y que este se asimile mejor a un ECG ideal, se optó por hacer uso de dos programas de codificación para lograr este objetivo: MATLAB y Arduino IDE. Arduino IDE se utilizó principalmente para obtener la señal ECG. Dentro de la programación, se estableció los pines a utilizar para la extracción de la señal y se incorporaron líneas de códigos para incorporar el módulo de Bluetooth a este. La señal se podía visualizar en el puerto serial de la aplicación.

Una vez obtenida la señal, esta se mandaba a MATLAB, en el cual, se realizó todo el procesamiento y limpieza de la señal. MATLAB se utilizó para ver la señal ya filtrada en tiempo real, con el objetivo de que este se asemeje mejor a una señal ECG real, limitación que tuvieron las dos fases anteriores del actual proyecto.

Entre los filtros que se utilizaron para mejorar el aspecto visual se destacan el uso de filtros pasa baja y pasa alta, en el cual, ayuda a poder eliminar frecuencias de la señal no deseada como ruido e interferencia, haciendo una limpieza de la señal y logrando que se resalte mejor el complejo QRS de este. De igual forma se hizo una normalización de la señal, esto con el fin para que la señal se mantenga estable en un solo punto de la señal, o sea, asegurándose que los picos R se mantengan en un rango similar, evitando que algunos de estos picos se encuentran muy encima o muy por debajo de otros.

A parte de eso, se centró la señal en el valor 0 del eje 'y' para que la señal se mantenga en un solo punto y no ver variaciones de la señal que a veces sube del eje debido a interferencia eléctrica de los datos. Esto también ayuda a comprobar que la señal obtenida está en un rango aceptable, ya que también una limitación que tuvo la fase anterior del proyecto que estaba en un rango de números muy baja (entre 0.05 a 0.025). Por último, se estableció umbrales de detección de picos R para sacar el dato de frecuencia cardíaca.

Este parámetro se puede visualizar en la ventana de comandos de MATLAB, pero con el objetivo de visualizar este dato en la pantalla LCD, este dato lo mandaba

nuevamente al código de Arduino IDE que se utilizó para la extracción inicial de la señal y se incorporó líneas de códigos para que el programa pueda leer el dato de frecuencia cardíaca de MATLAB y lo transmitiera en la pantalla LCD.

5.3. AMBIENTE DE PRUEBA DE ENSAYOS CLÍNICOS

Durante la realización de los ensayos clínicos, se establecieron las condiciones ambientales necesarias para asegurar que fueran cómodas, adecuadas, controladas y clínicamente aceptables para los procedimientos. Estos ensayos se llevaron a cabo en el Hospital Veterinario Pet's Planet, el cual proporcionó los perros utilizados como sujetos de prueba. Las pruebas se realizaron dentro de las instalaciones del hospital, específicamente en un consultorio y en una sala destinada a imagenología. Las pruebas se realizaron en un ambiente aislado, libre de interferencias de otros perros o personas, utilizándose para ello una mesa de examen.

Tabla 9: Datos de la Temperatura y Humedad durante los Ensayos

Prueba	Temperatura	Humedad
1	26.60°C	44%
2	24.00°C	43%
3	24.80°C	44%
4	25.40°C	41%
5	24.40°C	42%
6	27.30°C	40%
7	25.70°C	40%
8	26.20°C	43%
9	22.60°C	49%
10	22.40°C	49%
11	27.20°C	50%
12	24.10°C	44%
13	24.20°C	45%
14	24.80°C	48%
15	26.80°C	47%
16	25.00°C	39%
17	25.50°C	36%
18	27.20°C	44%
19	25.30°C	40%
Promedio	25.24°C	44%

Fuente: Elaboración Propia

Durante los ensayos clínicos, se optó por recolectar los datos de temperatura y humedad del ambiente. Esto, con el fin, de determinar si estos factores llegarían a afectar las mediciones o si los electrodos se mirarían perjudicados a la hora de la extracción de los datos. La media de la temperatura del lugar fue de 25.24°C mientras que la humedad tuvo un promedio de 44%

5.4. SUJETOS DE PRUEBA PARA ENSAYOS CLÍNICOS

Para las pruebas con los prototipos, se utilizaron 19 perros para cada uno, cubriendo diversas razas, tamaños y edades. A continuación, se presentan los datos generales y clínicos de cada perro, así como las observaciones realizadas durante las pruebas. Entre los datos generales se incluyen la raza, edad, peso, tamaño y sexo. Las observaciones sobre la interacción prototipo-canino incluye información de que tan bien le quedaba el prototipo al perro, el comportamiento y la comodidad percibida de este con el uso del prototipo. Cabe destacar que las pruebas se realizaron en las fechas 28, 29 y 30 de agosto del 2024.

Dado que se empleó un método de muestreo no probabilístico, los sujetos de prueba son aquellos perros que el centro veterinario puede proporcionar y que sean adecuados para evaluar la funcionalidad general del prototipo. El uso específico del dispositivo en pacientes con problemas cardíacos representa una posible área de investigación para futuras etapas de desarrollo del proyecto, especialmente en fases posteriores de prueba, ya que se recalca que el proyecto se encuentra en una etapa de renovación del prototipo.

5.4.1. CARACTERIZACIÓN DE LOS PERROS

Tabla 10: Datos Generales de Sujetos de Pruebas

Sujeto	Raza	Edad (años)	Peso (kg)	Tamaño	Sexo
1	Terrier	3	7.1	Pequeño	Hembra
2	Shih Tzu	2	4.8	Pequeño	Hembra
3	French Poodle	5	6.4	Mediana	Hembra
4	French Poodle	9	8.2	Mediana	Hembra
5	Chihuahua	10	5.1	Pequeño	Macho
6	Terrier	5 meses	5.6	Mediano	Macho
7	Terrier	5 meses	4.1	Mediano	Hembra
8	Cocker Spaniel	7	10.4	Mediano	Macho
9	Terrier	6	3.7	Pequeño	Hembra

Sujeto	Raza	Edad (años)	Peso (kg)	Tamaño	Sexo
10	Terrier	3	5.9	Mediano	Hembra
11	Terrier	2	4.5	Mediano	Hembra
12	Terrier	4	5	Mediano	Hembra
13	Bulldog Francés	10 meses	10	Mediano	Macho
14	Terrier	4	6.6	Mediano	Hembra
15	Pomerania	4	5.8	Pequeño	Macho
16	French Poodle	13	6.1	Mediano	Hembra
17	French Poodle	10	4.9	Mediano	Macho
18	French Poodle	2	12.3	Mediano	Macho
19	Shnauzer	9	8.3	Pequeño	Hembra

Fuente: Elaboración Propia

De acuerdo con los datos generales recopilados, se puede observar que el 32% de los sujetos de prueba pertenece a tamaño pequeño (n=6), mientras que el 68% pertenece a tamaño mediano (n=13). Dentro de las razas utilizadas en los ensayos destacan terrier (n=8), poodle francés (n=5), shih tzu (n=1), chihuahua (n=1), cocker spaniel (n=1), bulldog francés (n=1), pomerania (n=1) y shnauzer (n=1). La edad promedio entre las pruebas es de 4.98 años que iban desde 5 meses hasta los 13 años de vida. El peso promedio fue de 6.57kg que rondaban entre 3.7kg a 12.3kg. Y en cuanto al género, el 37% (n=7) eran machos y el 63 (n=12) eran hembra.

Estos datos permiten demostrar la variedad de perros a los que se les aplicó la prueba, abarcando diferencias en razas, edad, peso y sexo. Asimismo, se consideran aspectos como el tipo de pelaje y la impedancia de la piel según la raza, lo cual contribuye a evaluar las capacidades de funcionamiento del prototipo en distintos tipos de caninos.

5.4.2. INTERACCIÓN PROTOTIPO-CANINO

Tabla 11: Interacción Prototipo-Canino (Prototipo Existente)

Sujeto	Ajuste de Prototipo	Comportamiento del Canino	Comodidad Percibida
1	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
2	Flojo	Tranquilo	Cómodo
3	Muy Bien	Nerviosa	Cómodo
4	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
5	Flojo	Tranquilo	Cómodo
6	Flojo	Tranquilo	Cómodo
7	Flojo	Tranquilo	Cómodo
8	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
9	Flojo	Inquieto	Incómodo
10	Flojo	Tranquilo	Cómodo
11	Flojo	Tranquilo	Cómodo
12	Flojo	Tranquilo	Cómodo
13	Muy Bien	Inquieto	Incómodo
14	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
15	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
16	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
17	Flojo	Inquieto	Incómodo
18	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
19	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo

Fuente: Elaboración Propia

Durante las pruebas, debido a que ambos prototipos son físicamente distintos, su colocación en los perros fue distinto en cada uno. El prototipo existente se colocó en el costado del lado izquierdo, próximo al pecho.

En el ajuste del prototipo, se detalla que tan bien le quedaba el prototipo al perro. En el prototipo existente, el 53% de los sujetos de prueba (n=10) le quedaba bien el prototipo, mientras que el 47% (n=9) le quedaba flojo.

Para mayor claridad, se definieron criterios específicos para interpretar las observaciones: "nervioso" se utilizó para describir temblores excesivos, "inquieto" para señalar la incapacidad de mantenerse en una sola posición, y "estable" para referirse a la ausencia de signos de estrés o agitación. En cuanto a la comodidad percibida del prototipo, "cómodo" se definió como la aceptación del prototipo sin intentos de retirarlo, mientras que "incómodo" indicaba un deseo de quitárselo, ya sea tocándolo con frecuencia o mostrando un interés excesivo en él.

Con estos criterios en cuenta, en las pruebas se observa que el 79% (n=15) mostró una actitud tranquila hacia los prototipos, el 16% (n=3) tuvo un comportamiento inquieto durante los ensayos y un 5% (n=1) demostró una actitud nerviosa. De igual forma, el 84% de los sujetos (n=16) demostraron una buena comodidad con los prototipos puestos, mientras tanto el 16% (n=3) tuvieron incomodidad durante las pruebas.

Tabla 12: Interacción Prototipo-Canino (Prototipo Optimizado)

Sujeto	Ajuste de Prototipo	Comportamiento del Canino	Comodidad Percibida
1	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
2	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
3	Muy Bien	Nerviosa	Cómodo
4	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
5	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
6	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
7	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
8	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
9	Muy Bien	Inquieta	Incómoda
10	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
11	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
12	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
13	Muy Bien	Inquieto	Incómodo
14	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
15	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
16	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
17	Muy Bien	Inquieto	Incómodo
18	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo
19	Muy Bien	Tranquilo	Cómodo

Fuente: Elaboración Propia

El prototipo optimizado se colocó en la parte de arriba del canino, en la espalda específicamente. Los electrodos, que se podían colocar libremente a donde uno desee, se colocaron de la siguiente manera, un electrodo en el costado izquierdo del pecho, otro en la parte central del pecho y el último en la parte derecha del pecho, cubriendo lo que es toda la parte torácica del animal con el uso de un cinturón elástico ajustable para que, tanto el prototipo como los electrodos, quedaran firmes en su posición al momento de la extracción de la señal.

El prototipo optimizado mostró tener una capacidad del 100% (n=19) de mantenerse estable durante las pruebas, demostrando que el rediseño y el nuevo tipo de cinturón diera buenos resultados.

5.5. REGISTRO DE SEÑALES

La forma típica de una onda ECG en perros se caracteriza por una onda P pequeña y redondeada, un complejo QRS alto y estrecho, y una onda T que puede ser positiva, negativa o bifásica. Es importante señalar que estas características pueden variar en función de la raza, el tamaño, la edad del perro, así como la presencia de patologías cardíacas. Además, dependiendo del tipo de derivaciones, en este caso utilizando tres derivaciones, se puede anticipar una amplitud que idealmente oscile entre 0.05 y 2.5 mV en los caninos. Los prototipos desarrollados permitieron registrar señales de ECG en perros, las cuales mostraron una forma variable y un rango de amplitud de voltaje de -0.005 mV a 0.030 mV en el P.E. y de -1 mV a 1 mV en el P.O.

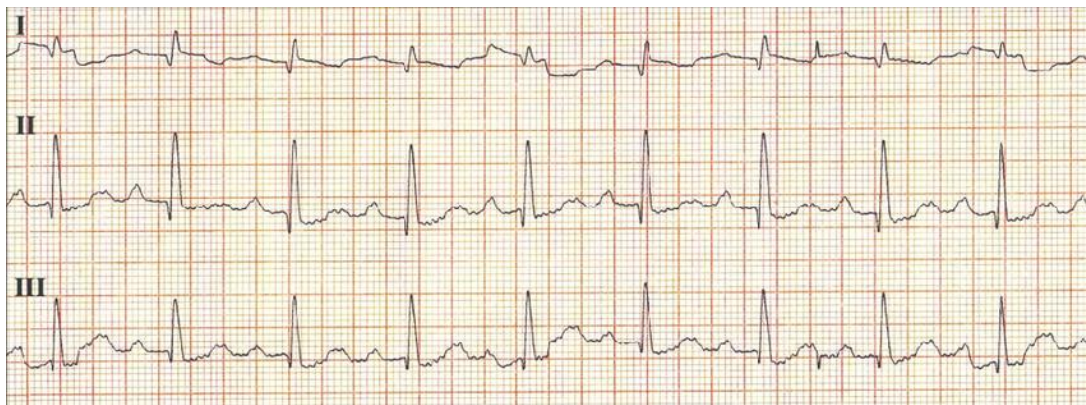


Ilustración 9: Señal ECG de Canino Saludable

Fuente: Journal of the American Veterinary Medical Association (2013)

La calidad de la señal ECG se ve afectada por varios factores, incluyendo la colocación de los electrodos, el tipo de electrodo empleado, y la interferencia causada por el pelaje y la impedancia de la piel del perro. Los expertos señalan que los perros con pelaje grueso y denso, así como aquellos de mayor tamaño, suelen presentar una mayor impedancia y resistencia al captar la señal, lo cual influye en la apariencia visual de la señal al graficarla.

El procesamiento de la señal ECG es diferente dependiendo del prototipo. El P.E. utiliza Arduino IDE y el P.O. utiliza tanto MATLAB como Arduino IDE. Sin embargo, el principio de medición de FC por medio de la detección de picos R es similar en ambos programas. A continuación, se presenta las señales registradas por ambos prototipos, junto con una descripción de los factores contextuales que podrían haber influido en las mediciones y en la calidad de la señal obtenida.

5.5.1. PROTOTIPO EXISTENTE

El registro de la señal en el P.E. se realiza a través del programa Arduino IDE, generando un gráfico donde los valores del eje "y" representan los biopotenciales de la señal bruta. Similar al algoritmo Pan-Tompkins, se implementan filtros en el código para contar los picos R directamente, sin necesidad de una función separada. Se aplican filtros para eliminar ruido e interferencias y se utiliza un umbral adaptativo para contar los picos R.

En el gráfico de la onda ECG, los valores del eje "y" se convierten a milivoltios (mV), pero estos son muy pequeños y no ofrecen una representación comparable a las gráficas tradicionales de ECG en papel milimetrado, posiblemente por una conversión de voltaje inadecuada o baja sensibilidad de los electrodos. Los valores del eje "x" representan el tiempo. También hubo problemas al momento de obtener el dato de FC, ya que a veces daba valores más bajos de lo que debería estar dando, ocasionando que se tuviera cambiar el umbral adaptativo constantemente.

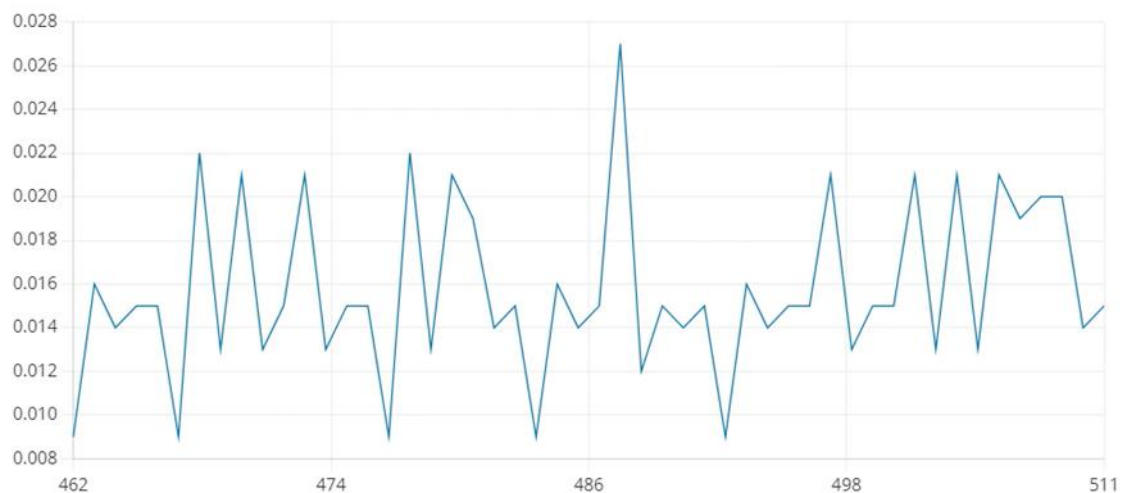


Ilustración 10: Señal ECG-Sujeto de Prueba 1 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El primer perro, joven, pequeño y de pelaje largo, se mostró tranquilo y cooperativo durante las pruebas. El prototipo se ajustó bien, permitiendo un contacto constante para registrar la señal.

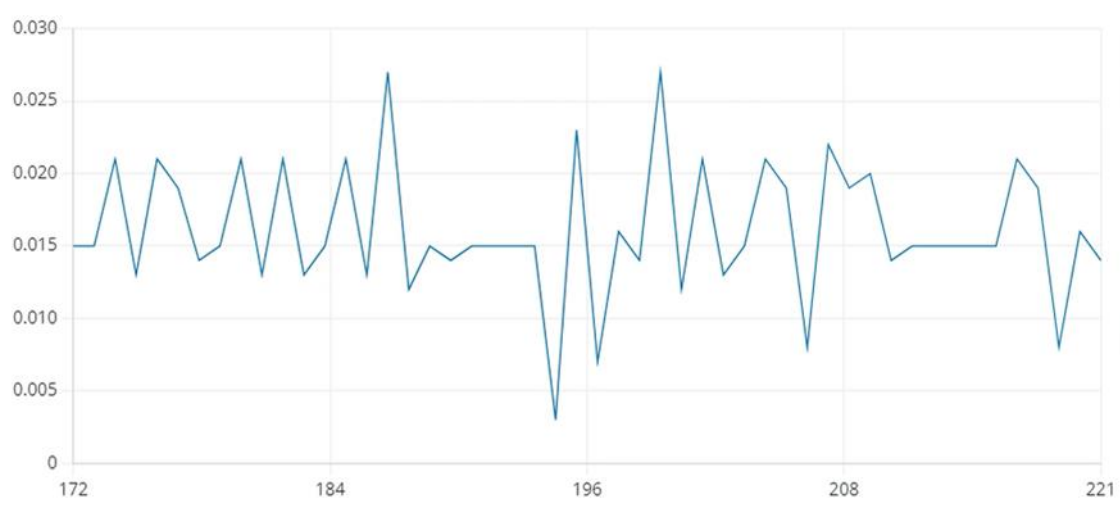


Ilustración 11: Señal ECG-Sujeto de Prueba 2 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El segundo perro, también joven, pequeño y de pelaje largo, se mantuvo tranquilo, pero el prototipo quedaba flojo y necesitaba sostenerse manualmente para asegurar el contacto.

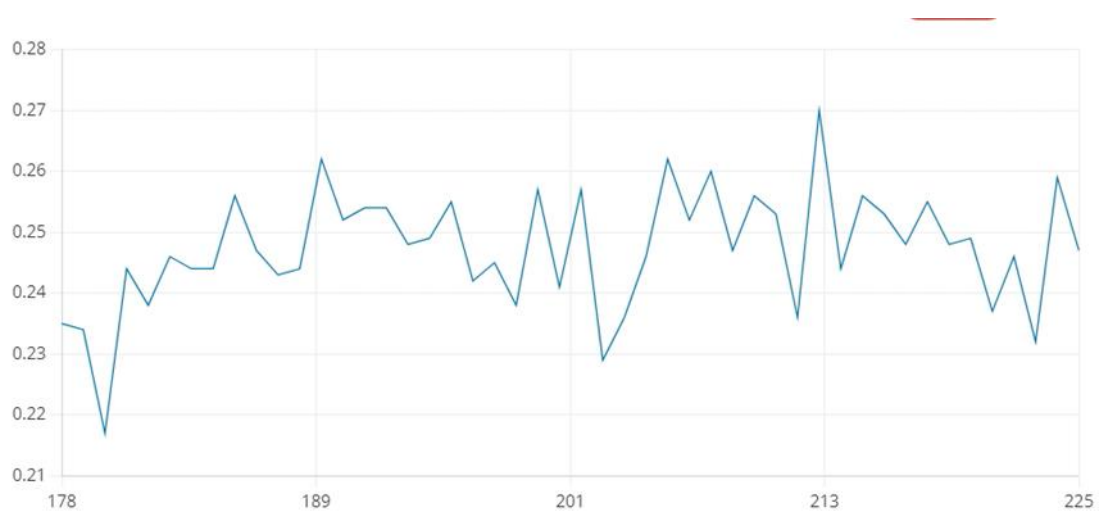


Ilustración 12: Señal ECG-Sujeto de Prueba 3 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El tercer perro, joven, mediano y de pelaje largo, estaba nervioso y temblaba ligeramente, lo que afectó el registro de la señal, aunque el prototipo se ajustaba bien.



Ilustración 13: Señal ECG-Sujeto de Prueba 4 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El cuarto perro, de edad avanzada (9 años), mediano y de pelaje largo, se mostró tranquilo, y el prototipo se ajustó correctamente, permitiendo pruebas continuas sin intervención.

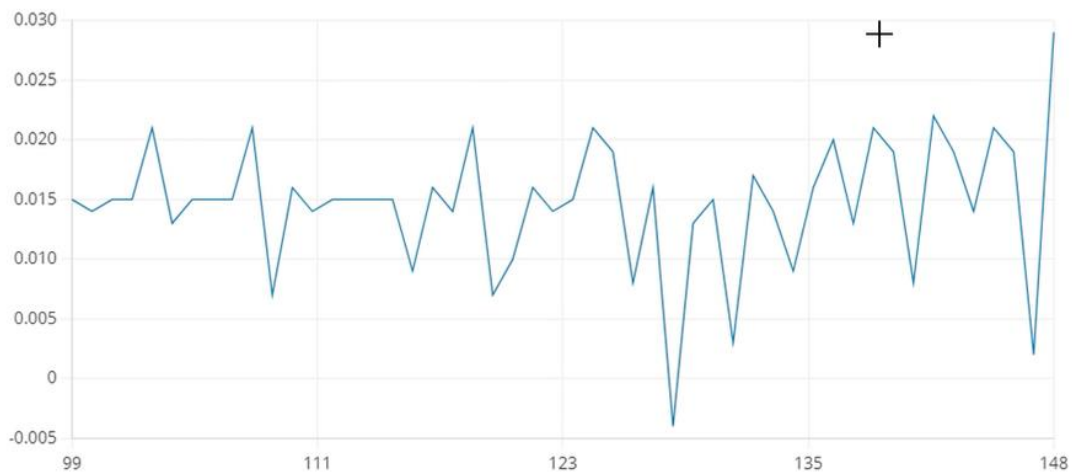


Ilustración 14: Señal ECG-Sujeto de Prueba 5 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El quinto perro, mayor de 10 años, pequeño y de pelaje corto, se mantuvo cooperativo, pero el prototipo quedaba flojo y tuvo que sostenerse durante las pruebas.



Ilustración 15: Señal ECG-Sujeto de Prueba 6 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El sexto perro, joven, mediano y con mucho pelo, fue tranquilo, pero el prototipo no pudo ajustarse adecuadamente, por lo que hubo que sostenerlo manualmente.

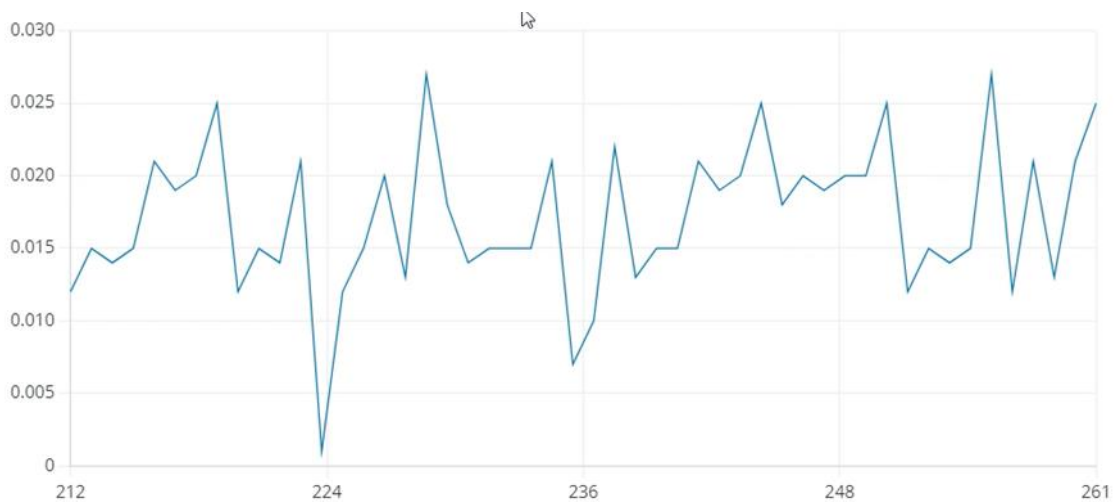


Ilustración 16: Señal ECG-Sujeto de Prueba 7 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El séptimo perro, joven, mediano y de pelaje largo, fue cooperativo, pero el prototipo tuvo que sostenerse manualmente para registrar la señal.

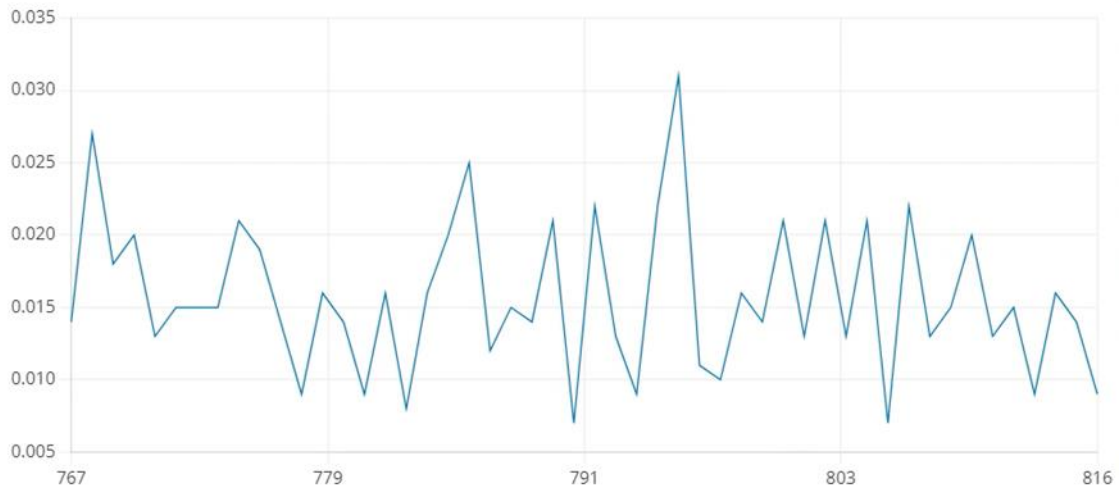


Ilustración 17: Señal ECG-Sujeto de Prueba 8 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El octavo perro, de edad avanzada, mediano y de pelo corto, se mantuvo tranquilo y el prototipo se ajustó bien, permitiendo pruebas continuas.

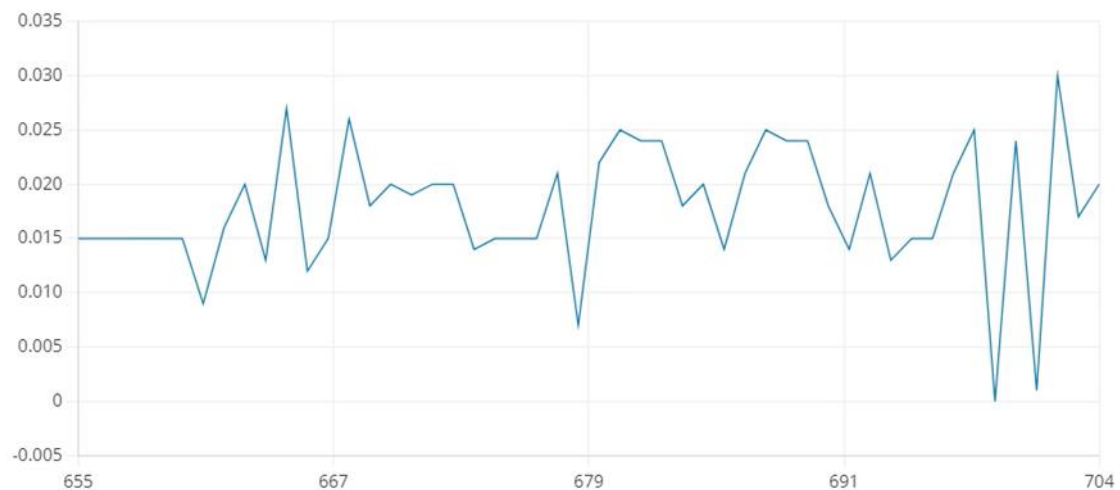


Ilustración 18: Señal ECG-Sujeto de Prueba 9 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El noveno perro, joven, pequeño y de pelaje largo, estaba inquieto y jadeaba, dificultando la toma de señal. El prototipo no se ajustó bien y se tuvo que sostener manualmente.

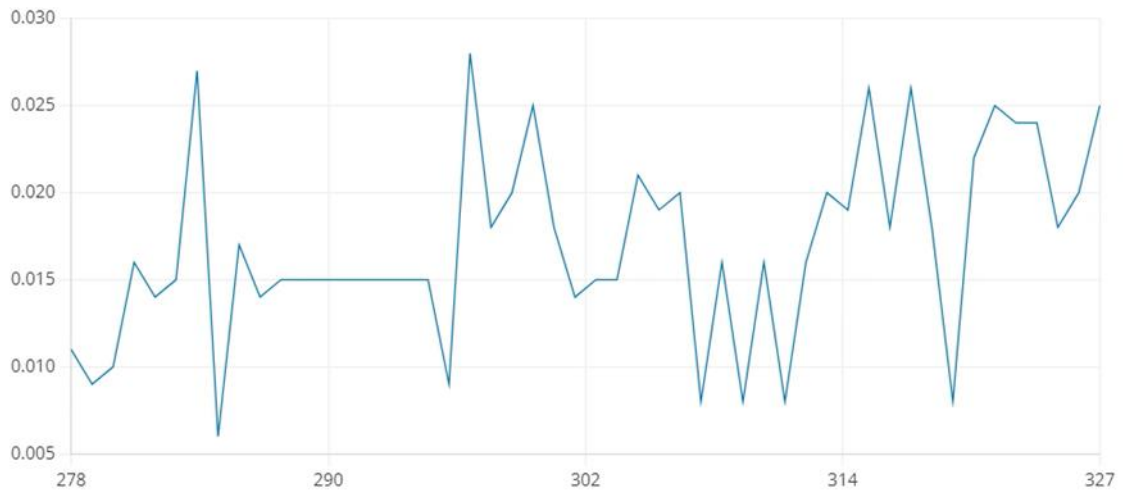


Ilustración 19: Señal ECG-Sujeto de Prueba 10 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El décimo perro, joven, mediano y de pelaje largo, estuvo tranquilo, pero el prototipo quedaba flojo durante las pruebas.

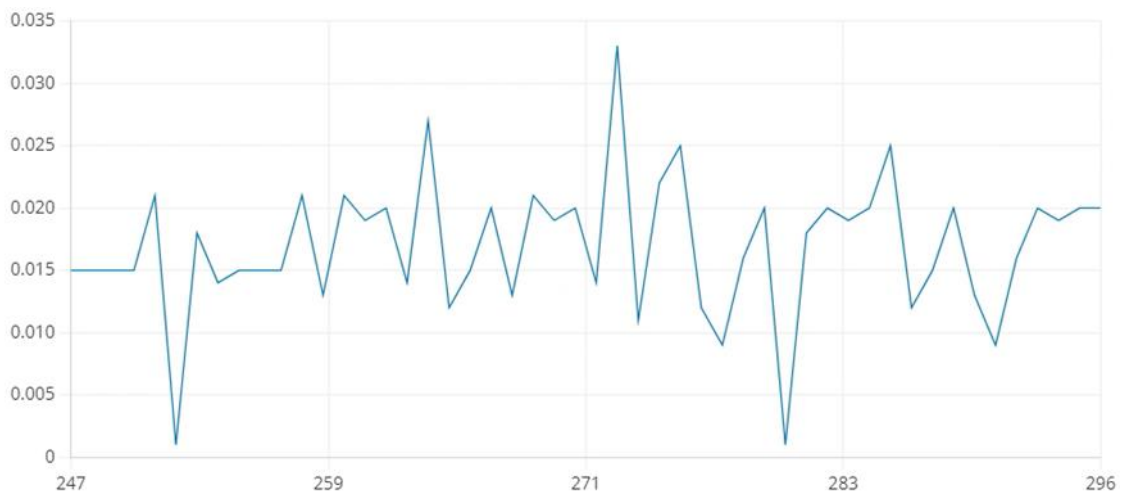


Ilustración 20: Señal ECG-Sujeto de Prueba 11 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El undécimo perro, joven, mediano y de pelo largo, fue cooperativo, pero el prototipo no se ajustó bien y tuvo que sostenerse manualmente.



Ilustración 21: Señal ECG-Sujeto de Prueba 12 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El duodécimo perro, joven, mediano y de pelaje largo, fue tranquilo, pero el prototipo quedaba flojo, requiriendo que se sostuviera durante la prueba.

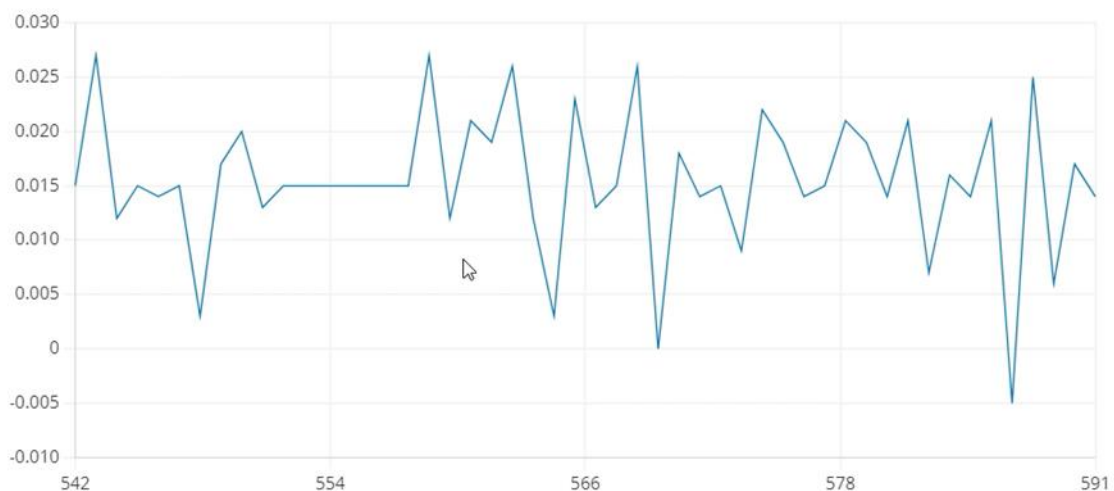


Ilustración 22: Señal ECG-Sujeto de Prueba 13 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El decimotercer perro, joven, mediano y con poco pelo, asistió por problemas intestinales, pero esto no afectó la extracción de la señal. Aunque estaba inquieto, el prototipo se ajustó bien y permitió un registro continuo.

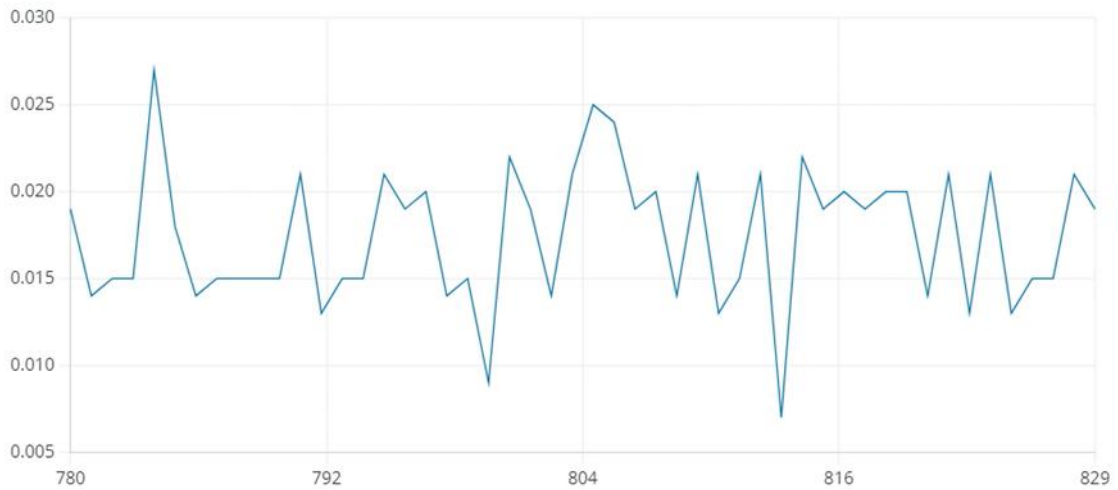


Ilustración 23: Señal ECG-Sujeto de Prueba 14 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El decimocuarto perro, joven, mediano y de poco pelaje, fue tranquilo y el prototipo se ajustó bien para la extracción de la señal.

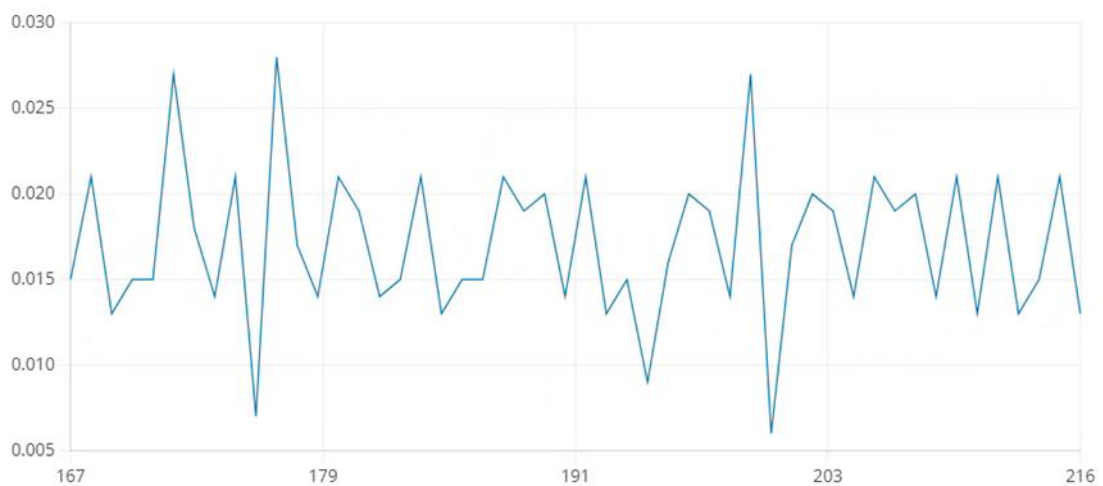


Ilustración 24: Señal ECG-Sujeto de Prueba 15 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El decimoquinto perro, joven, pequeño y de mucho pelaje, estuvo tranquilo y el prototipo se ajustó correctamente.

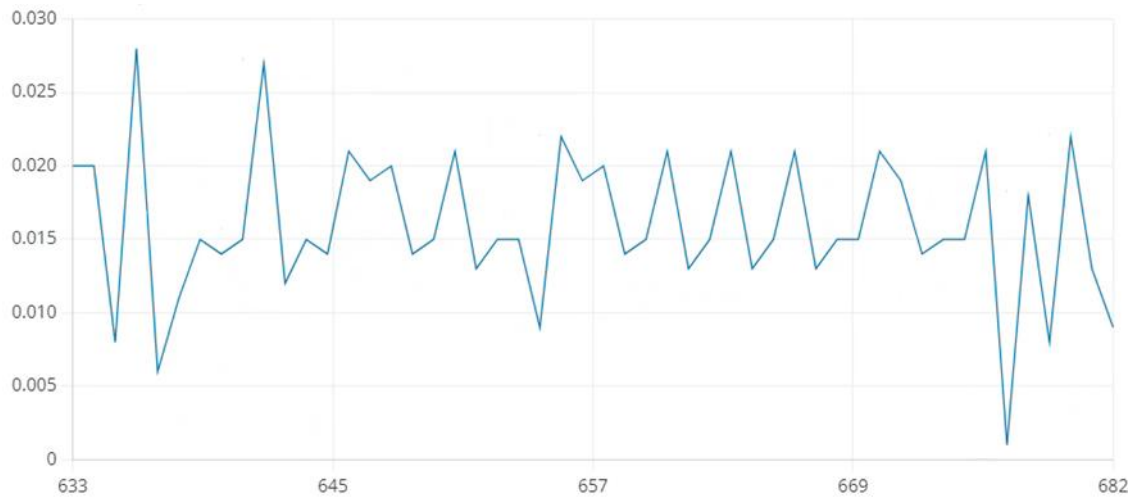


Ilustración 25: Señal ECG-Sujeto de Prueba 16 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El decimosexto perro, de avanzada edad, mediano y de pelaje largo, fue tranquilo y el prototipo se ajustó bien para la extracción de la señal.

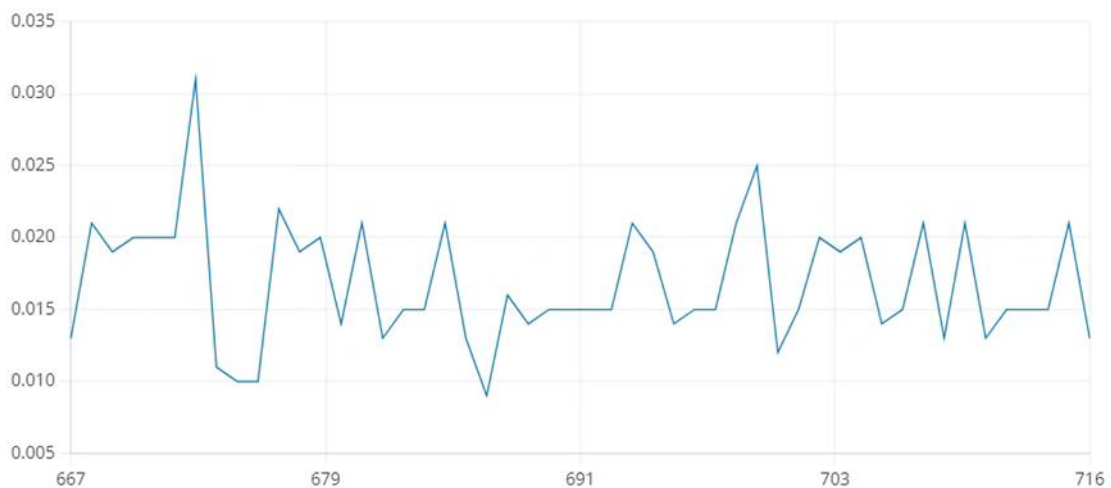


Ilustración 26: Señal ECG-Sujeto de Prueba 17 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El decimoséptimo perro, también de edad avanzada, mediano y de pelaje largo, estuvo tranquilo, pero el prototipo no se ajustó bien y tuvo que sostenerse manualmente.

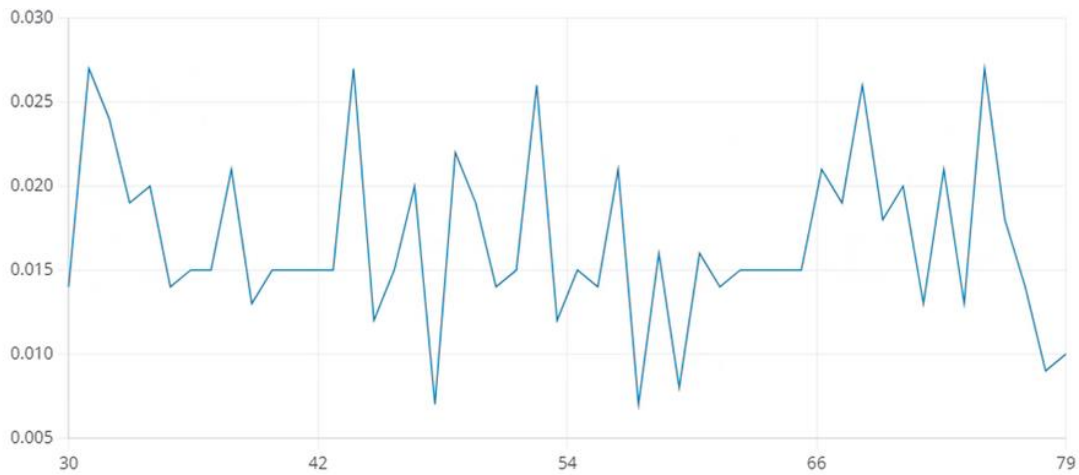


Ilustración 27: Señal ECG-Sujeto de Prueba 18 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El decimoctavo perro, joven, mediano y de pelaje largo, se mantuvo tranquilo y el prototipo permaneció en su lugar durante la extracción.

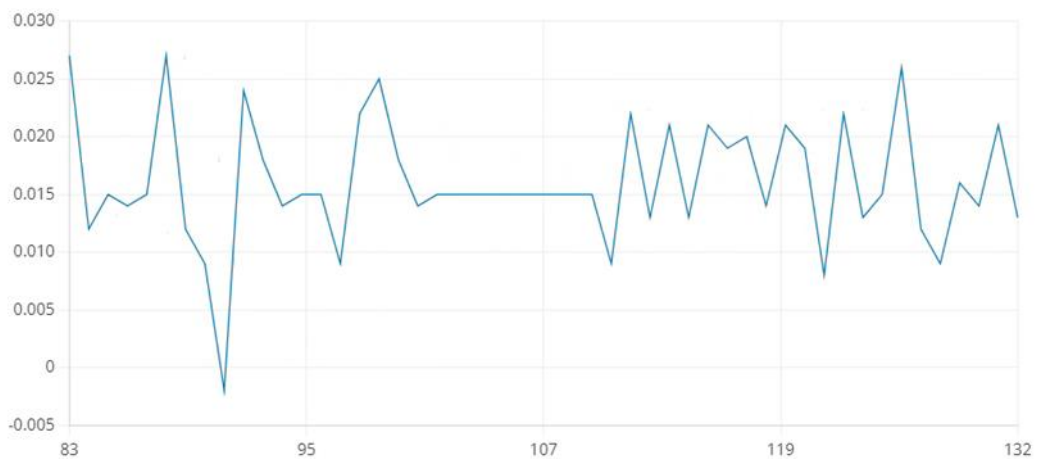


Ilustración 28: Señal ECG-Sujeto de Prueba 19 P.E.

Fuente: Elaboración Propia

El decimonoveno perro, de edad avanzada, pequeño y de pelaje largo, estuvo tranquilo y el prototipo se ajustó correctamente para la extracción de la señal.

Hablando con respecto a las señales, se puede ver, de manera general, que las señales obtenida con el prototipo existente eran bastante incongruentes, ya que muy difícil tratar de deducir cuales eran considerado picos R y cuales no lo son. Debido a micro variaciones de esta e interferencia, ya sea por pelaje o piel del animal, es posible que la señal no haya salido completamente limpia, ocasionando bastante distorsión en

la visualización de esta. Por otro lado, la amplitud de la señal era bastante baja, mostrando datos aproximadamente de 0.020 mV a 0.025 mV, lo que perjudicaría si se llegase a pasar a un papel milimetrado, ya que no sería óptimo para su interpretación por su pequeño tamaño.

Bajo estas limitaciones, se buscaba en el P.O. poder realizar las mejoras necesarias para que la visualización de la señal fuera lo suficientemente óptima, para que sea apropiadamente legible para lectura e interpretación. En la siguiente tabla se puede apreciar aproximadamente el rango máximo que se tuvo de las señales en eje 'Y' y la media de esta.

Tabla 13: Amplitud Media de la Señales Registradas-P.E.

Sujeto	Amplitud del Pico
1	0.022 mV
2	0.025 mV
3	0.25 mV
4	0.26 mV
5	0.02 mV
6	0.023 mV
7	0.025 mV
8	0.02 mV
9	0.025 mV
10	0.025 mV
11	0.02 mV
12	0.022 mV
13	0.025 mV
14	0.02 mV
15	0.02 mV
16	0.02 mV
17	0.025 mV
18	0.025 mV
19	0.025 mV
Promedio	0.047 mV

Fuente: Elaboración Propia

5.5.2. PROTOTIPO OPTIMIZADO

Para el prototipo optimizado, el registro de la señal se hizo en Arduino IDE, mientras que el procesamiento de la señal se realizó en MATLAB. Tal como se describió en el apartado de 'Código y Procesamiento de la Señal', el código en MATLAB aplica los filtros y hace el conteo de los picos R para sacar la frecuencia cardíaca. Este dato es mandado a Arduino IDE para que este lo transmita en la pantalla LCD del prototipo. Cabe resaltar también que en la programación de MATLAB se implementa el algoritmo Pan-Tompkins de manera directa, sin tener que llamar una función separada.

Uno de los propósitos de esta investigación es lograr que la señal obtenida se asemeje lo mejor posible a un ECG real canino. Los valores obtenidos con el PR son más altos que los del P.E., ofreciendo una representación similar a las gráficas ECG en papel milimetrado tradicional. 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. Las señales obtenidas, en su mayoría, destacaba el complejo QRS, pudiendo marcar de manera visible un ritmo cardíaco, lo que se pudiese considerar una señal electrocardiográfica propiamente dicha.

Durante las pruebas con el P.O., se hizo uso del alcohol para poder obtener suficiente conductividad con los electrodos, por lo tanto, obteniendo una señal con el suficiente el voltaje y mejor interpretable.



Ilustración 29: Señal ECG-Sujeto de Prueba 1 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

El P.O. se ajustó de manera adecuada en el primer sujeto de prueba y permitió un contacto continuo para el registro de la señal. Durante el ensayo clínico, se pudo ver, de manera gráfica, como la señal destacaba el complejo QRS, y este alcanzaba una distancia

aproximada de 1 mV. La señal mantuvo esta forma recurrente durante el lapso de la obtención de esta. También, se puede ver pequeñas ondas entre los complejos, lo que denota intentos de ondas P y T. Debido a factores, como los filtros e interferencias, ocasionaban esas pequeñas ondas de 'ruido' en la señal.

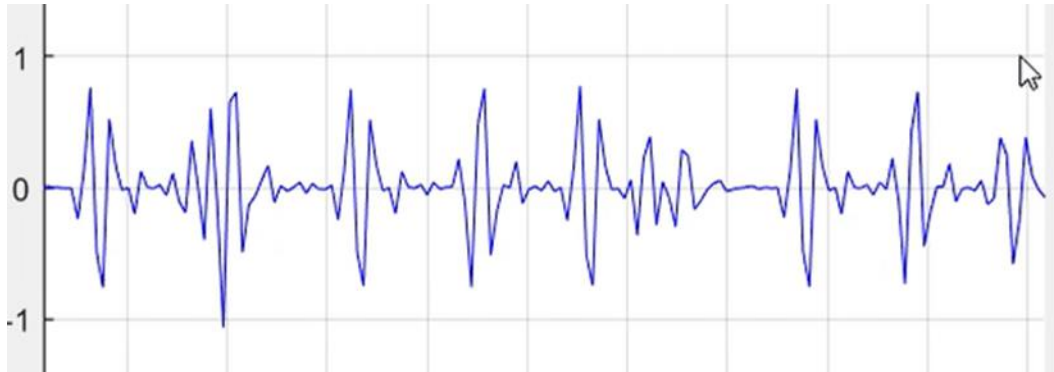


Ilustración 30: Señal ECG-Sujeto de Prueba 2 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

Al igual que el anterior, el P.O. se ajustó bien al perro, pudiendo hacer registro de la señal mientras se sostenía solo. En la señal, se puede identificar los momentos en que se destaca el complejo QRS. No obstante, se puede observar que en ocasiones la onda T tenía alcanzaba una altura similar al pico R. Sin embargo, la FC calculada no se vio muy afectada por esto, incluso, la media calculada durante esta prueba fue de 113 bpm, misma que se obtuvo durante la prueba con el método tradicional. Los picos tuvieron una distancia cerca de 1mV.



Ilustración 31: Señal ECG-Sujeto de Prueba 3 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

El P.O. nuevamente se le ajustaba bien al sujeto de prueba, pudiendo realizar el ensayo de manera continua sin estarlo sosteniendo. En el registro de la señal, se puede ver que hubo veces en donde los complejos QRS no se destacan los suficientes, pudiendo

complicar lo que es la detección de picos para la obtención de FC. La media de este dato estuvo alrededor de 109 bpm, pero al hacer la prueba con el método tradicional la media fue de 148 bpm, debido al comportamiento nervioso que este tenía. Los picos R llegaban a distancias aproximadamente de 0.5 mV a 0.75 mV.



Ilustración 32: Señal ECG-Sujeto de Prueba 4 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

En el siguiente sujeto de prueba, el prototipo se ajustó adecuadamente a este, logrando realizar las pruebas de manera continua mientras se sostenía solo. Durante la prueba, se pudieron denotar los complejos QRS, algunos de estos mostraban una amplitud un poco baja comparada a otros complejos. Esto puede deberse a factores como interferencia, precisión en la colocación de los electrodos, cantidad de alcohol utilizada, hasta incluso la edad avanzada del animal. La señal tuvo una amplitud cerca de 1 mV, con una FC media de 117 bpm.



Ilustración 33: Señal ECG-Sujeto de Prueba 5 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

El prototipo le quedaba bien en el siguiente sujeto de prueba para poder realizar las pruebas de manera continua. En el registro de esta señal, se puede que la amplitud de los complejos QRS son más bajas que las registradas anteriormente. Esto puede

deberse a factores similares que se denotaron con el sujeto anterior, como el uso del alcohol, colocación de electrodos y la edad del canino. La amplitud de los complejos estaría rondando cerca de los 0.5 mV, lo que pudo ocasionar una FC un poco lejos de lo esperado. La FC media del prototipo fue de 91 bpm, cuando con el método tradicional se obtuvo una FC media de 118 bpm.



Ilustración 34: Señal ECG-Sujeto de Prueba 6 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

El prototipo en el sujeto de prueba 6 se le pudo ajustar bien para la extracción de la señal. Durante el ensayo, se puede ver que hubo dificultad para la visualización correcta de la señal, ya que no se destacaban mucho los complejos QRS y la amplitud de esta no era tan alta como los ensayos anteriores. Esto puede deberse a que el perro tenía pelo abundante, lo que pudo perjudicar en el registro de la señal. También es posible que la cantidad de alcohol utilizado no haya sido suficiente para permitir la suficiente conductividad con los electrodos. A pesar de las complicaciones mostradas en la señal, la FC media obtenida tuvo gran exactitud con el método tradicional, dando 115 bpm con el P.O. y 114 con el ECG.



Ilustración 35: Señal ECG-Sujeto de Prueba 7 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

En el siguiente sujeto de prueba, el prototipo se ajustaba bien al canino, obteniendo la señal de manera continua mientras se sostenía solo. Durante la prueba, se pudo observar los complejos QRS, con una amplitud considerable, con un poco de interferencia y ruido en el lapso entre complejos. Cabe destacar que, aunque un perro con bastante pelo, la señal salía con suficiente voltaje en la graficación, lo que podría indicar que tanto la colocación y cantidad de alcohol a usar puede influir en el registro de la señal. La FC media del P.O. fue de 114 bpm, mientras que en el método tradicional se obtuvo una media de 122 bpm.



Ilustración 36: Señal ECG-Sujeto de Prueba 8 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

El ajuste del prototipo en el perro #8 fue muy bueno, pudiendo realizar las pruebas de manera continua y sin problema. Como se puede ver en la ilustración 36, se puede ver que en la señal se destaca muy bien los complejos QRS, con poco ruido e interferencia entre complejos. Este fue una de las pruebas en la cual la señal salía lo suficientemente legible para su lectura y verificación de ritmo cardíaco. De igual forma, la amplitud de los complejos se acercaba a 1 mV y la FC media del prototipo fue de 116 bpm y del método tradicional fue de 114 bpm.



Ilustración 37: Señal ECG-Sujeto de Prueba 9 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

En el sujeto de prueba 9, el P.O. se le ajustaba bien a este, pudiendo realizar la extracción de la señal mientras el prototipo se mantenía colgado por sí solo. Durante las pruebas, se puede visualizar que, en la señal, se hizo en intento de destacar los complejos QRS, pero debido al alto movimiento de este durante el proceso, dificultó la interpretación de la señal. Mientras que la FC media del prototipo dio 141 bpm, la media en el método tradicional fue de 167 bpm, este debido a la gran cantidad de movimiento y la inquietud que el sujeto durante los ensayos.

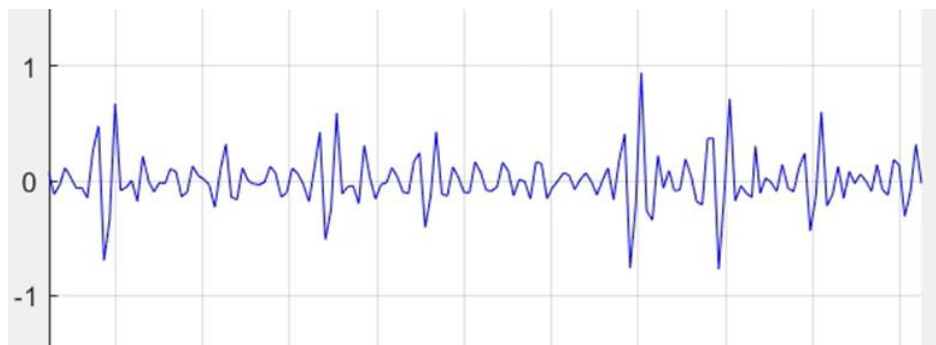


Ilustración 38: Señal ECG-Sujeto de Prueba 10 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

Al igual que las pruebas anteriores, el P.O. se ajustó bien al canino al momento de realizar la extracción de la señal. En la extracción de la señal, se puede diferenciar en donde se ubican los complejos QRS, con cierta interferencia y ruido entre estos. No obstante, la señal era de suficiente amplitud y legible para la lectura del ritmo cardíaco. La FC media del prototipo fue de 116 bpm y la del método tradicional de 122 bpm.



Ilustración 39: Señal ECG-Sujeto de Prueba 11 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

En el siguiente sujeto de prueba, el P.O. se logró ajustarse bien al canino, realizando el registro de la señal de manera continua. Al extraer la señal, se puede que

se lograron destacar los complejos QRS, con una amplitud aproximadamente de 0.5 mV a 0.75 mV y poco ruido entre complejos, a pesar de ser de pelo largo. Esto denota factores importantes, como la cantidad necesaria para una buena conductividad con el sujeto y posicionamiento de los electrodos, para la extracción efectiva de la señal, independientemente de la cantidad de pelo del animal.



Ilustración 40: Señal ECG-Sujeto de Prueba 12 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

En el sujeto de prueba 12, también, el P.O. se le ajustaba bien a este para un registro continuo de la señal. Al momento de ver la gráfica, se tuvo dificultad de visualizar los complejos QRS en la señal, lo que pudo ser producto de no poner suficiente alcohol en el área de extracción de la señal o que el posicionamiento de los electrodos no haya sido suficientemente preciso. La amplitud de la señal estuvo cerca de 1 mV. La FC media del prototipo fue de 123 bpm y la de método tradicional fue de 121 bpm.



Ilustración 41: Señal ECG-Sujeto de Prueba 13 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

En sujeto de prueba 13, el P.O. se ajustó muy bien a este, pudiendo realizar el registro de la señal continuamente. Al momento de visualizar la señal, se puede ver que se logran resaltar los complejos QRS en este, con interferencia entre estos. Esto se pudo deber por el movimiento constante del sujeto durante el ensayo. La amplitud de la señal

se aproximó a 1 mV y la FC media del P.O. fue de 127 bpm, mientras que en método tradicional fue de 138 bpm, siendo un FC relativamente alta, aunque razonable debido al canino moviéndose de manera continua.

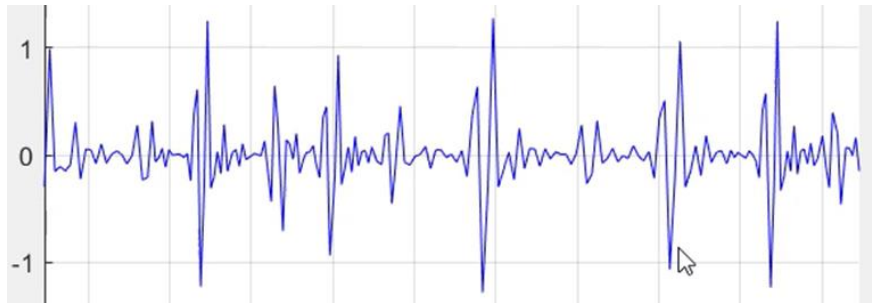


Ilustración 42: Señal ECG-Sujeto de Prueba 14 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

En el siguiente sujeto de prueba, el prototipo se le ajustaba bien a este para la extracción de la señal. Durante el registro de la señal, se puede ver, con bastante claridad, los complejos QRS de este, pudiendo ser lo suficientemente legible para su interpretación del ritmo cardíaco de este. La amplitud de la señal estuvo en el rango de 1 mV y la FC media del prototipo marcó 118 bpm y en la prueba con el método tradicional fue de 101 bpm.



Ilustración 43: Señal ECG-Sujeto de Prueba 15 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

En la siguiente prueba, se logró ajustar bien el prototipo al canino #15 para el registro de la señal. En la extracción de la señal, se logró denotar de manera clara los complejos QRS, con algo de interferencia entre los complejos. No obstante, el veterinario expresó que la graficación era buena para su interpretación y poder deducir su ritmo cardíaco. Una vez más, se demostró que pelaje, si bien puede interferir en la extracción

de los datos, puede ser reducido con suficiente cantidad de alcohol. La FC media del prototipo fue de 107 bpm mientras que del método tradicional se obtuvo 101 bpm.

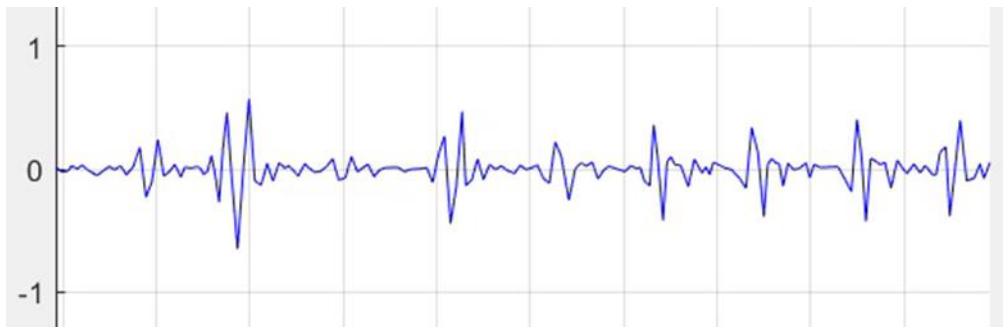


Ilustración 44: Señal ECG-Sujeto de Prueba 16 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

En la siguiente prueba, el prototipo se ajustó de manera adecuada para la extracción de la señal. Como se observa en la ilustración 44, se puede distinguir cuando los complejos QRS, con algo de ruido encontrado entre los complejos. No obstante, se podía ver una señal lo suficientemente legible para su interpretación. También es de denotar que la amplitud de esta iba aproximadamente a 0.5 mV. La FC media del prototipo fue de 120 bpm y la del método tradicional fue de 107 bpm.



Ilustración 45: Señal ECG-Sujeto de Prueba 17 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

Al igual que el ensayo anterior, se pudo ajustar el prototipo de manera adecuada para el registro del ECG. Durante los ensayos clínicos, la señal ECG marcaba, de manera significativa, los complejos QRS. También se llega a ver, en instantes, las ondas P y T próximos a los complejos. Los complejos llegaban a tener una amplitud que marcaba por

encima de 1 mV, lo que puede significar una excelente conductividad de los electrodos con la piel del animal durante la realización de la prueba. La FC media del prototipo fue de 120 bpm y el del método tradicional fue de 116 bpm.

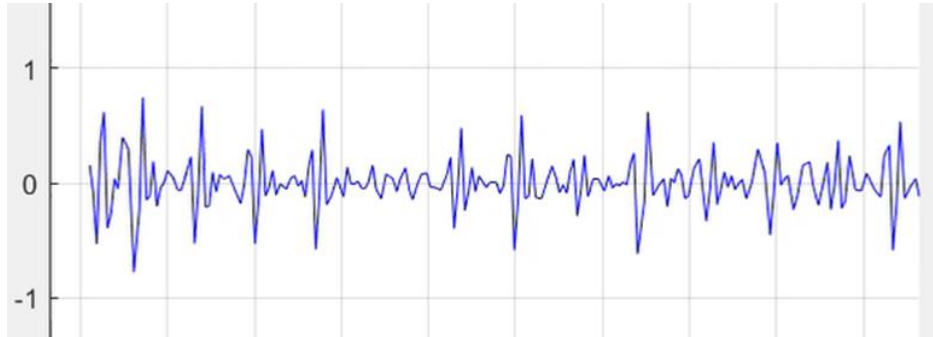


Ilustración 46: Señal ECG-Sujeto de Prueba 18 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

Nuevamente, durante el ensayo #18, el prototipo se mantuvo en su posición durante la extracción de la señal. Al visualizar la señal, se lograba destacar los complejos QRS durante el trayecto del registro de este. De igual forma, había cierta cantidad de interferencia entre los complejos, lo que se puede deber a la interferencia causada por el pelaje de animal. La FC media fue de 117 bpm y del método tradicional fue de 130 bpm.



Ilustración 47: Señal ECG-Sujeto de Prueba 19 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

En el último sujeto de prueba, el prototipo se pudo ajustar de manera adecuada para la extracción de la señal. En este caso, se logró ver algunos complejos QRS de manera óptima, mientras que otros complejos se le dificultaba poder tener una amplitud lo suficientemente alta para poder destacarse y diferenciarse del ruido que se encuentra la señal. Esto, nuevamente, pudo haberse ocasionado por la cantidad de alcohol que se

puso o el posicionamiento de los electrodos al momento de realizar la prueba. A pesar de ello, la FC media calculada por el prototipo (117 bpm) se aproximó al valor obtenido por el método tradicional (109 bpm).

En la siguiente tabla se puede ver la amplitud aproximada de los picos R durante los ensayos hechos con el P.O. y la media que estas tuvieron.

Tabla 14: Amplitud Media de las Señales Registradas-P.O.

Sujeto	Amplitud del Pico
1	1
2	1
3	0.75
4	1
5	0.5
6	0.5
7	0.75
8	1
9	0.5
10	1
11	0.75
12	1
13	1
14	1
15	1
16	0.5
17	1
18	0.75
19	0.5
Promedio	0.82

Fuente: Elaboración Propia

5.6. COMPARACIÓN CON MÉTODOS TRADICIONALES

Para verificar la precisión de las mediciones de los prototipos, se realizó una comparación con los métodos convencionales utilizados para medir la frecuencia cardíaca en entornos clínicos. La comparación se hizo con un electrocardiograma para determinar los latidos por minuto del canino.

Cada prototipo, el existente y el Optimizado, se evaluó con 19 perros como sujetos de prueba, realizando tres mediciones de 1 minuto en cada uno y calculando el promedio de estas mediciones. Además, se llevaron a cabo tres mediciones utilizando el método tradicional, y también se calculó el promedio de estas mediciones. Se compararon los promedios obtenidos de ambos prototipos y del método tradicional para determinar el margen de error.

5.6.1. PROTOTIPO EXISTENTE

La tabla a continuación compara las mediciones obtenidas con el prototipo actual y el método tradicional, usando la media como valor representativo. Con base en estas medias, se calculan el margen de error (M.E) para verificar la precisión del prototipo. Además, se determina la media general del margen de error para el método tradicional, lo que facilita una comparación global de la precisión relativa del prototipo frente a este método.

Se observan variaciones en las mediciones individuales con el prototipo, donde en algunos casos se registran valores únicos cercanos al obtenido con el método tradicional, pero pueden variar al repetir la prueba debido a factores como el contacto deficiente de los electrodos o posicionamiento de estos. Dado que en algunos casos se obtuvieron lecturas de números bajos que no son clínicamente posibles, solo se consideraron las mediciones que estaban dentro de un rango clínicamente aceptable (entre 50 a 200 bpm).

Tabla 15: Medición de FC con PE y Método Tradicional (en BPM)

Sujeto de Prueba	Mediciones de Prototipo			Media	ECG			Media	Margen de Error
1	90	123	119	110.67	115	120	116	117.00	4.60%
2	95	93	86	91.33	113	113	113	113.00	19.17%
3	90	101	100	97.00	148	148	149	148.33	34.90%
4	86	75	91	84.00	140	96	110	115.33	23.64%
5	82	115	74	90.33	117	118	120	118.33	24.72%
6	80	84	74	79.33	119	115	109	114.33	27.22%
7	92	91	75	86.00	120	121	124	121.67	30.65%
8	97	117	107	107.00	114	115	114	114.33	6.14%
9	128	115	98	113.67	163	165	173	167.00	34.30%
10	81	99	80	86.67	124	120	123	122.33	29.54%
11	92	95	103	96.67	124	118	120	120.67	19.44%
12	85	84	74	81.00	119	120	123	120.67	34.15%
13	72	70	113	85.00	138	137	141	138.67	39.72%
14	99	93	85	92.33	101	105	97	101.00	4.81%
15	112	97	90	99.67	99	98	105	100.67	5.08%
16	91	81	81	84.33	102	112	107	107.00	21.18%
17	83	97	96	92.00	117	117	115	116.33	20.00%
18	93	67	64	74.67	130	129	130	129.67	42.56%
19	160	143	136	146.33	110	108	109	109.00	34.25%
								Promedio de Margen de Error	24.00%

Fuente: Elaboración Propia

5.6.2. PROTOTIPO OPTIMIZADO

La tabla a continuación muestra una comparación entre los valores promedio obtenidos con el prototipo optimizado y el método tradicional. Para evaluar la precisión del prototipo, se calculó el margen de error utilizando la misma metodología aplicada en el P.E.

Se observó que la variabilidad entre mediciones es menor que los valores obtenidos con el P.E. De igual manera, la media de los datos obtenidos del P.O. estuvieron más cerca a la media obtenida con el método tradicional utilizado.

Tabla 16: Medición de FC con PE y Método Tradicional (en BPM)

Sujeto de Prueba	Mediciones de Prototipo			Media	ECG			Media	Margen de Error
1	116	114	116	115.33	115	120	116	117	1.42%
2	111	111	117	113.00	113	113	113	113	0.00%
3	106	110	110	108.67	148	148	149	148.33	26.74%
4	116	117	117	116.67	140	96	110	115.33	1.16%
5	83	91	100	91.33	117	118	120	118.33	22.82%
6	115	115	116	115.33	119	115	109	114.33	0.87%
7	113	115	115	114.33	120	121	124	121.67	6.03%
8	116	116	118	116.67	114	115	114	114.33	2.04%
9	139	141	142	140.67	163	165	173	167	15.77%
10	115	117	116	116.00	124	120	123	122.33	5.18%
11	114	123	123	120.00	124	118	120	120.67	0.55%
12	123	123	123	123.00	119	120	123	120.67	1.93%
13	126	127	129	127.33	138	137	141	138.67	8.17%
14	116	118	119	117.67	101	105	97	101	16.50%
15	106	108	107	107.00	99	98	105	100.67	6.29%
16	120	119	121	120.00	102	112	107	107	12.15%
17	119	121	121	120.33	117	117	115	116.33	3.44%
18	115	116	116	115.67	130	129	130	129.67	10.80%
19	113	109	100	107.33	110	108	109	109	1.53%
								Promedio de Margen de Error	7.55%

Fuente: Elaboración Propia

5.7. ENCUESTAS DE VALIDACIÓN POR PARTE DEL PERSONAL VETERINARIO

La evaluación de la funcionalidad y utilidad del prototipo en un entorno clínico para caninos se basa en la retroalimentación de personas con experiencia en ese campo. Por lo tanto, después de completar las mediciones con cada prototipo, se realiza una encuesta dirigida al personal veterinario que participó en la recopilación de datos. Esta encuesta abarca varios aspectos, como 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 esta encuesta, organizados 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 destaca una satisfacción neutral respecto a este prototipo. Además, el personal consideró que el prototipo es menos preciso de lo esperado, dando una mayor desconfianza de los datos obtenidos por este. Por lo tanto, estos resultados validan la necesidad de optimización con el fin de evitar discrepancias entre mediciones.

El personal también ha expresado que, el prototipo es fácil de usar y cómodo para su uso en perros. Por otro lado, el personal determinó que el prototipo es moderadamente útil para usos en exámenes físicos iniciales. Con respecto al área de mejoras en este, destacaron en aumentar la precisión y confiabilidad de las mediciones, ya que las mediciones no eran tan certeras y que había mucha discrepancia en comparación a métodos tradicionales.

5.7.2. PROTOTIPO OPTIMIZADO

La segunda encuesta se centró en validar las mejoras realizadas y en obtener la opinión del personal del centro veterinario sobre su nivel de satisfacción y percepciones hasta el momento. También se evaluaron sus opiniones acerca de la precisión, confiabilidad, diseño y aplicabilidad del dispositivo, así como posibles mejoras futuras.

De acuerdo con esta segunda encuesta, el personal se encontró muy satisfecho con el desempeño que tuvo esta versión del prototipo. Destacaron que el P.O. era más preciso que el anterior, resaltando que rara vez mostraba discrepancias significativas y obteniendo mayor confianza de los datos obtenidos de este.

Con el tema del diseño, el personal encontró más fácil de colocar el prototipo en los perros y que era más cómodo para estos. Además, el nuevo diseño del cinturón fue muy bien recibido y apto para pruebas veterinarias. No obstante, expresaron que se deberían de realizar más estudios para validar su uso.

Al comparar los electrodos utilizados en los estudios, impresión 3D con PLA de carbono y PLA de grafeno, afirmaron que su uso puede ser útil en el ámbito veterinario. Sin embargo, consideraron que se necesitan hacer más estudios para poder ser tomados en cuenta durante exámenes clínicos.

En cuanto a las mejoras de esta versión del prototipo, se sugirió mejorar que la pantalla donde se muestra la FC, ya que a veces no mostraba el dato correcto en este. También destacaron el poder crear una aplicación que se dedique específicamente al prototipo y poder visualizar tanto FC como la señal desde el teléfono y no desde la computadora.

VI. DISCUSIÓN

6.1. COMPARACIÓN DE MÁRGENES DE ERROR

Los ensayos clínicos se llevaron a cabo con el objetivo de evaluar la precisión del P.E. y el P.O. En primer lugar, se compararon los valores registrados por ambos prototipos con los obtenidos a través de un método convencional (electrocardiograma en este caso), con el fin de calcular el margen de error.

Con el P.E., se obtuvo un margen de error medio de 24.00%, mientras con el P.O., el margen de error promedio fue de 7.55%. Se tiene en cuenta que todos los sujetos de prueba en los que se realizaron los ensayos se encontraban en estado saludable y su visita a la veterinaria era principalmente a grooming. Se optó por estos sujetos de pruebas esencialmente porque los valores de FC deberían de estar dentro de un rango saludable y, de esta forma, evitar la variabilidad de los resultados por alguna condición que el canino tuviera que pudiese afectar las mediciones obtenidas. Se observó, de igual forma, que los resultados obtenidos por el P.E. variaban de manera proporcionada de medida a medida, por el otro lado, en las mediciones adquiridas por el P.O. no solo se acercaron más al valor obtenido por el electrocardiograma, sino que, también había menos variabilidad entre mediciones, dando mayor precisión a los valores obtenidos por este.

Al hacer la comparación de los márgenes de error de ambos prototipos, se evidenció una disminución de este del 16.45%, ya que logró bajar de 24.00% a 7.55%. Este avance positivo se atribuye principalmente a los componentes utilizados para optimizar los prototipos, como el tipo de electrodo implementado, la programación aplicada y el nuevo diseño del prototipo. A partir de los resultados obtenidos en los sujetos de prueba, se observó una mejora en las mediciones realizadas tanto en canino con pelo largo como corto, al comparar los márgenes de error entre el P.E. y el P.O.

6.2. REDISEÑO DEL PROTOTIPO

Para esta etapa del proyecto, se optó por rediseñar el prototipo para poder tener un mejor acceso a los componentes electrónicos y que los electrodos estuvieran a la libertad del personal veterinario de poder colocarse a donde ellos desearan. También se

optó por un nuevo tipo de cinturón para que se pueda ajustar de manera efectiva en cualquier tipo de perro, independientemente del tamaño de este.

Habiendo hechos las pruebas, el personal de la veterinaria estuvo de acuerdo de que el nuevo diseño que se optó es mucho más fácil de usar y que es mucho más cómodo para el perro. Cabe mencionar que el material que se utilizó para todo el prototipo fue TPU, un material que es flexible pero resistente, haciendo que los perros no se incomodaran durante las pruebas.

La manera en que los electrodos quedaran a la disposición del personal de colocarlos a su gusto fue también una gran ventaja, ya que estos se podían situar en posiciones que fuera mucho más efectiva para la obtención de la señal. A diferencia del diseño anterior, en el que los electrodos se encontraban en una sola posición, disminuía la voluntad del personal de poder ubicar los electrodos en lugares óptimo para la extracción del ECG.

Por último, el cinturón que se diseñó para mantener en posición el prototipo dio resultados positivos, al poder sostener no solo el prototipo, pero también los electrodos en su lugar. Una limitación que tuvo el prototipo existente fue que el cinturón que se le incorporó tuvo dificultades de retener el prototipo en su ubicación en perros con tórax pequeños. En esta nueva versión, se utilizó un cinturón elástico ajustable que pasara a través del dispositivo para que este se pudiera adaptar al tamaño del perro y este nuevo cinturón logró que este permaneciera firme durante las pruebas en todo momento.

6.3. PROGRAMACIÓN UTILIZADA

Uno de los factores que destacan esta etapa del proyecto fue realizar un procesamiento de la señal lo suficientemente efectivo para poder visualizar este de la manera más legible y limpia posible. Dicho de otra forma, se busca que la señal extraída por el prototipo se asemeje a un ECG ideal.

En el P.E. se utilizó Arduino IDE donde se toda la parte de la programación, eso incluye toda la parte de filtración y conteo de picos R para medir frecuencia cardíaca. En la fase anterior se optó por este programa para evitar iniciar la extracción de información

de manera manual y poder incorporar funciones IoT para ver información desde otro dispositivo inteligente.

A pesar de todo esto, la programación se vio afectado rápidamente por las limitaciones del software como tal. Arduino IDE es utilizado principalmente para la extracción y el envío de información desde la aplicación a otros (software, dispositivo, etc.). Hacer procesamiento de señales desde aquí se dificulta por el hecho de que este software no cuenta con funciones específicas que realicen, de manera óptima, el procesamiento de la señal. Por otro lado, se llegó a incorporar funcionalidades IoT al P.E. pero no de forma deseada, ya que no se pudo mandar la señal de manera inalámbrica, sino, se utilizó una aplicación en un teléfono móvil para poder recibir el dato de la FC ahí. Mientras Arduino IDE cumple con algunos requisitos a cumplir en la etapa anterior, se ve limitado cuando se necesitan cumplir objetivos más especializados.

Para el P.O., se trabajó con dos softwares: Arduino IDE y MATLAB. Siempre se utilizó Arduino IDE para realizar las funciones básicas de extracción de señal y visualización en el puerto serial. MATLAB es un programa más especializado cuando se requiere hacer análisis y procesamiento de señales, teniendo una gama de herramientas y funciones predefinidas para ello. Dicho esto, MATLAB fue un instrumento crucial para poder lograr una visualización óptima de la señal ECG. Cabe destacar que el código que se realizó en ambos programas se hizo de cero, esto con la idea de ver paso a paso como se miraba la señal a medida se le incorporaban más funciones y decidir que herramientas ir añadiendo y eliminando a medidas se realizaban pruebas.

Algo parecido a la fase anterior, se incorporó en MATLAB, de manera simplificada, el algoritmo Pan-Tompkins directamente en el código en vez de llamar la función. Se optó de esta manera para que el programa y la computadora no se exigieran tanto al momento de correr el código. En la parte de procesamiento se implementó filtros pasa alta y pasa baja para eliminar frecuencias no deseadas y se añadió un umbral de detección de picos R para realizar el conteo de estos y extraer la FC a partir de esto.

Algunos elementos nuevos que se le agregó al código que no tuvieron las versiones anteriores fue la normalización de la señal y centrarla en el eje 'X'. Añadir estos componentes al procesamiento de la señal hacen que esta se pueda visualizar desde el

eje 'X' y asegurarse que los picos R se encontraran en un rango para poder realizar el conteo de estos. A parte de esto, también se le agrego un distancia mínima de detección de picos, de esta manera, evitando contar partes de la señal que no son parte del complejo QRS.

A parte de todo esto, se implementó en la codificación el módulo de Bluetooth HC-05 para que la señal se pueda extraer desde el módulo y mandarlo a la aplicación (Arduino IDE en este caso). Esta favorecía al momento de realizar los ensayos, ya que no había necesidad de que la computadora estuviera cerca al momento de empezar el código.

Con el propósito de demostrar la efectividad del código utilizado en la nueva versión del prototipo, se realizó pruebas tanto con los electrodos utilizados en la etapa anterior de la investigación y los electrodos diseñados en la fase actual del proyecto. No está demás mencionar que estas pruebas se realizaron en un sujeto humano.

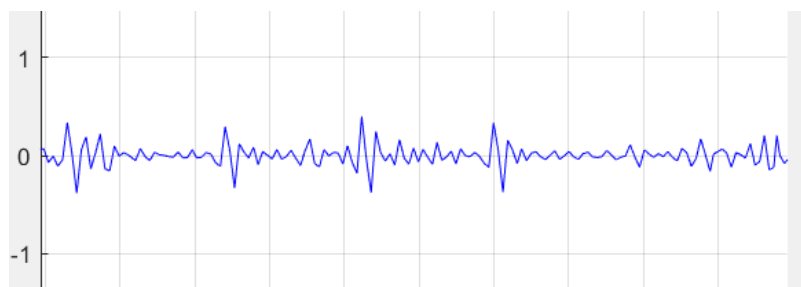


Ilustración 48: Código P.O. con Electrodo de PLA hechos de Carbono

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 49: Código P.O. con Electrodo de PLA hechos de Grafeno

Fuente: Elaboración Propia

Como se puede apreciar, tanto la ilustración 48 y 49, ambos tipos de electrodos lograron captar señales biopotenciales del cuerpo humano. Pero lo que más se destaca

es el hecho que la señal obtenida por los electrodos de carbono salió con suficiente voltaje (aproximadamente 0.5 mV), de manera que la se podría realizar una interpretación más legible y precisa en comparación al código realizado en Arduino IDE. Esto también justifica que haber usado MATLAB para el procesamiento de la señal ECG fue una mejor idea para obtener una mejor representación de esta y asimilar mejor un ECG ideal.

Dicho todo esto, se dedujo que la programación jugó un papel importante para obtener una señal más apegada a lo que sería un ECG normal. No obstante, esto también implica que ambos tipos de electrodos funcionan muy bien al momento de extraer la señal. Por lo tanto, decidir cuál sería mejor quedaría como algo a futuro de hacer, haciendo análisis de ambos electrodos y comprobar cuales serían la mejor opción para futuras etapas del proyecto.

6.4. INCORPORACIÓN DE PANTALLA LCD

En esta fase del proyecto, se implementó una pantalla LCD 16x2 con el objetivo de visualizar el dato de la frecuencia cardíaca directamente en el prototipo, sin necesidad de utilizar componentes terceros, como computadora o teléfono móvil, para realizar esta acción.

En la etapa anterior, se utilizó la aplicación nRF Connect en un celular y poder extraer la FC obtenida en el monitor serial del Arduino IDE. A pesar de poder realizar una conexión inalámbrica con el teléfono, no se pudo establecer esa conexión con la computadora, por lo que el prototipo tenía que mantenerse conectado con cable a la laptop.

La pantalla LCD recibía el dato de la FC desde MATLAB. En MATLAB, al pasar el minuto, sacaba dicho dato y se mostraba en la ventana de comando. Sin embargo, con el propósito de que viera en la pantalla incorporada el prototipo, se añadieron líneas de código para mandar el dato al código de Arduino IDE y luego, desde aquí, enviarlo a la pantalla. En la siguiente ilustración, se puede visualizar el momento en que la pantalla recibe el dato y lo transmite aquí. Este dato fue de los intentos realizados en el primer sujeto de prueba.



Ilustración 50: Frecuencia Cardíaca en Pantalla LCD-Sujeto de Prueba #1

Fuente: Elaboración Propia

Ahora, si bien la pantalla fue posible de transmitir la frecuencia cardíaca, hubo momentos en que este transmitía un dato incorrecto o que no se actualizaba al momento de pasar el minuto. Es posible que, en el código de MATLAB, al momento de mandar el dato a Arduino IDE, no se mande de manera correcta, ocasionando que el dato enviado sea erróneo.

Se hicieron un total 57 pruebas con los 19 sujetos de prueba, y con una estimación de aproximadamente de 10 pruebas en el cual la pantalla falló en transmitir el número correcto, se deduce que este erró en el 18% de las veces. Esto es importante en tomarlo en cuenta en fases posteriores, ya que, si bien el porcentaje puede parecer bajo, en un entorno clínico, donde el margen de error debe ser lo más bajo posible, puede ser problemático al momento de dar un diagnóstico preciso.

6.5. PRUEBAS DE RESISTENCIA Y FLEXIBILIDAD

Para comprobar la durabilidad del dispositivo, se realizaron ensayos en FreeCAD para comprobar la resistencia y flexibilidad que tendría este. Principalmente, lo que se

busca con estas simulaciones es corroborar que el prototipo funcione de manera duradera, siempre y cuando este cumpla con su labor.

En estas pruebas, se realizaron las simulaciones con la tapadera y la base del dispositivo, ya que serían las partes que estarían expuestas al momento de realizar la extracción de la señal y están en contacto directo tanto con el canino como con el personal veterinario. Ambas partes fueron hechas con TPU, por lo tanto, este fue el material a probar las dichas características.

Al proceder con las simulaciones, la tapadera mostró tener una flexibilidad máxima de 1.11 mm, de la cual, su parte más flexible es la central, en donde se expone la pantalla LCD. En cuanto a su resistencia, esta pieza puede aguantar hasta 40.92 kPa. Por otro lado, la base tuvo una flexibilidad máxima de 0.34 mm, mientras que su resistencia es de 32.36 kPa. Para ver las ilustraciones respecto a estas simulaciones, ver Anexos 7.

Teniendo esta información, es importante resaltar que el prototipo, en su totalidad, tiene un peso de 2 lb, siendo distribuida por el cinturón, los componentes electrónicos y las piezas del prototipo de TPU. Dicho esto, el P.O. demuestra tener una gran durabilidad en términos de resistencia y flexibilidad. Los componentes electrónicos pesan menos de la mitad total del dispositivo, por lo que causa una deformación prácticamente nula e imperceptible. A parte de eso, da lugar a la incorporación de más componentes, ya que puede resistir una cantidad de presión suficientemente alta para la función al que está diseñado.

6.6. COMPARACIÓN DE DIMENSIONES P.E. Y P.O

A continuación, se demuestra una tabla comparativa sobre las dimensiones de ambos prototipos.

Tabla 17: Comparativa de Dimensiones de P.E y P.O.

Longitudes/Características	Prototipo Existente	Prototipo Optimizado
Forma	Circular	Cuadrado
Tapadera		
Largo	No Aplica	172 mm
Diámetro	95 mm	No Aplica
Altura	No Aplica	122 mm

Ancho	20 mm	20 mm
Base		
Largo	No Aplica	165 mm
Diámetro	90 mm	No Aplica
Altura	No Aplica	115 mm
Ancho	15 mm	20 mm

Fuente: Elaboración Propia

Como se puede ver en la tabla anterior, los prototipos se diferencian tanto en dimensiones como la figura que estos tienen. El P.E. se hizo de forma circular, teniendo un diámetro en su tapadera de 95 mm y 90 mm en la base, mientras que el ancho en su tapadera fue de 20 mm y en su base fue de 15 mm. Por el otro lado, el P.O. tuvo una forma cuadrada, teniendo un largo de 172 mm, altura de 122 mm y anchura de 20 mm en su tapadera. Su base tuvo medidas de 165 mm de largo, 115 mm de alto y 20 mm de ancho.

Aquí se puede destacar que el P.E. tuvo dimensiones más compactas comparadas al optimizado. Esto debido a que la cantidad de componentes que se usaron y que los jumpers que se utilizaron fueron más cortos. Se podría decir que, debido a su tamaño, el P.E. es mucho mejor en términos de portabilidad. No obstante, debido a que sus componentes se encontraban en un bloque de resina, hacía el reemplazo de estos muy difícil, y lo que causaría de que el prototipo dejase de funcionar si alguno de estos componentes se dañara.

El P.O., si bien es más grande que el anterior, lo que podría afectar su portabilidad, logró que sus componentes quedaran libres, haciendo el reemplazo de alguno de estos posible si llegasen a averiarse. A parte de eso, con una comunicación inalámbrica por Bluetooth, se logró mandar tanto señal ECG como frecuencia cardíaca a la computadora, sin que estos tuvieron que estar conectados por cable, algo que no se logró en su fase anterior. Sin embargo, optimizar el tamaño de este y en busca de nuevos materiales debería ser el enfoque en la siguiente fase de este proyecto.

6.7. PRESUPUESTO DE ELABORACIÓN

Para la elaboración del P.O., se partió con algunos elementos utilizados en las fases anteriores, combinado con la incorporación de nuevos componentes usados en la

fase actual. En la siguiente tabla se detalla el presupuesto aproximado en la creación del P.O.

Tabla 18: Presupuesto de Elaboración de P.O.

Componente	Costo (lps)
Arduino Nano	L300.00
Módulo ECG AD8232	L496.00
Módulo Bluetooth HC-05	L289.00
Batería 9V	L85.00
Cinturón Elástico	L100.00
Piezas Físicas del Prototipo	L1,400.00
Jumpers	L120.00
Electrodos Impresos 3D PLA Conductivo	L50.00 x 3
Pantalla LCD 16x2 con interfaz I2C	L250.00
Otros Gastos	Costo (lps por hora)
Mano de Obra	L100.00 x 15
Total	L4,570.00

Fuente: Elaboración Propia

El presupuesto se mantiene relativamente similar al del P.E., con un aumento del 6.40% sin contar la mano de obra. Esto demuestra que el enfoque de optimización se centró en realizar mejoras de manera rentable. El P.E. tenía un costo de Lps. 2998, mientras que el prototipo optimizado ascendió a Lps. 3,190.

El costo de la mano de obra, calculado según las horas dedicadas a actividades como la conceptualización de los electrodos, el diseño del cinturón, la elaboración del código y el ensamblaje de los componentes se estimó en Lps. 100 por hora. Este valor refleja las habilidades y conocimientos técnicos necesarios para desarrollar el prototipo. Al agregar este costo, el presupuesto total del proyecto aumenta un 43.26%, alcanzando los Lps. 4,570.

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

masa, lo que reduce sus costos de fabricación. Además, el P.O. está en una fase de prototipo, lo que significa que aún no se han optimizado los costos de producción. A pesar de esto, la diferencia de precio con los dispositivos comerciales no es significativamente grande, considerando que el P.O. todavía se encuentra en una etapa temprana de desarrollo.

6.8. APORTES Y SIGNIFICADOS

A lo largo del proyecto de investigación y el desarrollo del prototipo, se ha avanzado en una alternativa no invasiva para medir la frecuencia cardíaca en caninos, evitando procedimientos invasivos como el rasurado o la inserción de dispositivos. Este enfoque es particularmente relevante para perros con afecciones cardíacas, donde el monitoreo continuo y libre de estrés es esencial para su bienestar.

Basándose en las opiniones de los expertos del centro veterinario donde se realizaron las pruebas, se ha observado una mejora significativa en su confianza y satisfacción con el progreso del prototipo, desde la versión del P.E. hasta el P.O. Específicamente, destacan las mejoras en precisión, diseño y comodidad del dispositivo, según su criterio.

Los expertos coinciden en que este dispositivo ofrece una herramienta valiosa para los entornos clínicos, especialmente en el monitoreo de afecciones cardíacas en caninos. Dado que durante la realización de electrocardiogramas o auscultaciones los perros suelen ponerse nerviosos y elevar su frecuencia cardíaca, el dispositivo permite realizar mediciones en contextos de menor intervención y estrés. La incorporación de conexión inalámbrica refuerza la posibilidad de usar el dispositivo en la monitorización remota, lo cual es especialmente útil para el seguimiento de perros con problemas cardíacos.

Con el desarrollo del P.O., se contribuye a la validación de nuevas tecnologías, considerando esta fase un avance hacia una tecnología portátil para uso veterinario. La integración de componentes como impresión 3D, tanto del prototipo como de los electrodos con material conductiva, comunicación inalámbrica por Bluetooth y visualización de FC en tiempo real ha sido un logro importante en esta etapa.

Los resultados obtenidos proporcionan una base sólida para seguir optimizando y adaptando esta tecnología con el fin de mejorar el monitoreo de la salud en perros. Además, se abren nuevas oportunidades para futuras investigaciones y desarrollos, impulsando así avances en la atención veterinaria y el bienestar animal.

6.9. LIMITACIONES

Al tratarse de un proyecto en desarrollo y aún en fase de prototipo, se identificaron ciertas limitaciones que demandan un análisis adicional para mejorar la validación de los resultados obtenidos.

Una limitación destacada durante las pruebas fue que, si bien el prototipo demostró ser funcional y cómodo para el personal y perro, necesita ajustarse el tamaño en términos de altura. Por temas de tiempo, las dimensiones con las que se diseñó el dispositivo fueron un poco más pequeño de lo esperado, causando que el módulo ECG estuviera fuera de este. También es posible pensar que, si se planea usar los mismos componentes, utilizar jumpers más cortos para optimizar el espacio a utilizar dentro del prototipo.

Otro problema de dimensionamiento que se tuvo fue al momento de introducir el cinturón. El cinturón se hizo después de haberse diseñado e impreso, por lo que, las dimensiones de este no se pudieron tomar en cuenta al momento de tener a la mano cual sería el cinturón oficial del prototipo.

Tocando el tema de la parte electrónica, si bien los componentes que se utilizaron cumplieron su función, la señal ECG todavía requiere de optimización para que la señal salga lo más limpia posible, sin ruido e interferencias, con el fin de conseguir ser empleado en el entorno clínico veterinario. Se recomendaría buscar otros módulos ECG compatibles con Arduino u otro microcontrolador, ya que, el módulo que se está manejando actualmente es bastante limitado hasta donde se puede llegar con este, por lo que, si se requieren de información más detallada, como visualizar más derivaciones y eliminar más ruido, se recomendaría buscar módulos más avanzadas de electrocardiografía.

6.10. FUTURO DE LA INVESTIGACIÓN

El desarrollo de tecnologías médicas consta de diversas etapas, y este proyecto de investigación se posiciona como una fase de continuidad en ese proceso hacia la creación de un producto final. A partir de aquí, el futuro de la investigación se fundamentará en los progresos alcanzados en esta fase del proyecto.

En primera instancia, se debería tomar como enfoque en estudiar los diferentes tipos de electrodos, evaluando distintas características de estas, ya sea resistencia, durabilidad y conductividad, entre otras, para poder determinar con mayor certeza que material sería el mejor para utilizarse en los electrodos. También podría optarse por cambios ligeros en el diseño de estos, como disminuir la cantidad de protuberancias.

También se puede tener en mente en realizar un nuevo diseño, en el cual, pueda tener mayor libertad de moverse. Si bien el prototipo actual puede mantenerse en posición, no se realizaron pruebas donde los sujetos de prueba se estuvieran moviendo (caminando, por ejemplo). Sería interesante poder tomar este enfoque en el futuro de la investigación para evaluar que tan bien se sostiene el prototipo mientras el perro se desplaza y realizar modificaciones de acuerdo con lo que se llegue a observar.

Es importante investigar otros tipos de materiales para utilizar en este dispositivo. Si bien el TPU funcionó para su labor en esta etapa, es posible que se opte en utilizar un material distinto para asegurar su firmeza y su estabilidad en diferentes entornos, como en ambientes extremos de calor y frío o mientras el perro se esté moviendo. De igual forma, para asegurar que este sea lo más compacto posible, se recomienda usar una placa PCB. Esto con la intención para evitar el uso de jumpers, ya que estos acaparan espacio para los componentes electrónicos.

Es necesario tomar en cuenta realizar los ajustes al prototipo para que tanto los componentes electrónicos y el cinturón puedan introducirse dentro de este con mayor facilidad. Lo que es importante es que la parte interna pueda haber libertad de incorporar o eliminar componentes que no se deseen para el enfoque que se quiera dar a la siguiente de investigación. Pero más importante es que los electrodos se mantengan sueltos para poder colocarse a donde el personal vea que sea óptimo.

Sería importante evaluar y descubrir que tanto influye la colocación de los electrodos, dependiendo del tamaño, raza y cantidad de pelaje del animal. Si bien la señal se extrajo sin muchas dificultades, hubo veces en el cual no se lograba distinguir el complejo QRS, debido a factores como ruido e interferencia y electrodos en una posición distinta realizada en la investigación actual pueda influir en una extracción de la señal más efectiva.

Por último, en la fase que se encuentra el proyecto, el personal de la veterinaria sugiere que se empiece a pensar en idear una aplicación que trabaje específicamente con el prototipo. Esto con el objetivo de que pueda verse tanto la señal como frecuencia cardíaca en un teléfono móvil y no usar la laptop para ello.

VII. CONCLUSIONES

Las conclusiones que se presentan a continuación están directamente relacionadas con los objetivos establecidos en el proyecto de investigación, evaluando si estos fueron alcanzados o no. La conclusión general revisa el logro del objetivo principal, mientras que las conclusiones parciales se enfocan en los objetivos específicos.

7.1. CONCLUSIÓN GENERAL

El prototipo optimizado plasma el gran avance en la mejora en efectividad del prototipo wearable en perros para el monitoreo de frecuencia cardíaca. Con la necesidad de abordar las limitaciones que este tuvo en su fase anterior, se obtuvo un dispositivo funcional con potencial de uso en aplicaciones clínicas y veterinarias. La implementación de nuevos electrodos impresos en 3D, nuevo diseño del prototipo, código en Arduino IDE y MATLAB, un cinturón elástico ajustable e incorporación de una pantalla LCD, dio lugar a la mejora de precisión, comodidad y facilidad de uso de esta versión.

Sin embargo, se necesitan realizar estudios más puntuales con respecto al posicionamiento de los electrodos y la relación de esto con algunas razas, esto para mejorar la precisión y la visualización de la señal. Aun estando en fase de prototipo, los progresos alcanzados con el P.O. establecen una base sólida para el desarrollo de un dispositivo que facilite el monitoreo continuo y no invasivo de la salud cardíaca en perros, contribuyendo a mejorar su calidad de vida y bienestar.

7.2. CONCLUSIONES PARCIALES

- a) Rediseño del Prototipo: El nuevo diseño, hecho en su totalidad de TPU, demostró tener mejor ergonomía y comodidad para su uso en perros. El material demostró ser flexible pero duradero y resistente, pudiendo usarse durante todos los ensayos clínicos sin alguna dificultad con respecto al material de este. A parte de eso, el cinturón elástico ajustable demostró funcionar muy bien durante las pruebas, logrando ajustarse bien y sostenerse por sí solo en todos los caninos en los que se experimentó.
- b) Registro y Procesamiento de la Señal: La extracción y registro de la señal se mejoró significativamente, consiguiendo que la señal se asimile mejor a como se

vería una señal ECG. El uso de MATLAB ayudó mucho en el procesamiento de este, ya que este programa cuenta con herramientas y funciones específicas para trabajar en el procesamiento de una señal, en este caso, electrocardiograma. Además de que esta se miraba más limpia y estable, los datos obtenidos por el prototipo eran más aproximados a los obtenidos al método tradicional implementado en la investigación.

- c) Incorporación de Pantalla: Se realizó la incorporación de una pantalla LCD con el objetivo de visualizar el parámetro de la frecuencia cardíaca desde el prototipo. Con un código hecho en Arduino IDE, se obtuvo el correcto funcionamiento de esta pantalla, logrando extraer el valor de la frecuencia cardíaca desde MATLAB y mostrarla en esta.
- d) Nuevos Electrodo de Impresión 3D: Se diseñaron e imprimieron unos nuevos electrodos con ligeros cambios en el material y en el diseño de estos. Estos electrodos demostraron ser capaces de poder obtener señales biopotenciales, como las electrocardiográficas, pudiendo superar la impedancia producida por el pelaje del animal. Por otro lado, habría que seguir estudiando cual sería la posición óptima para ellos según raza o tamaño del perro.

VIII. RECOMENDACIONES

Considerando las limitaciones y los factores que afectaron el desarrollo del prototipo optimizado, es posible proponer recomendaciones para las próximas etapas de desarrollo, con el objetivo de obtener un producto final más integral.

- a) Si se desea seguir con el mismo diseño del prototipo optimizado, se necesitará realizar unos ajustes en el dimensionamiento y medidas de este, debido a que el espacio dentro de este era muy pequeño, lo que ocasionaba que el módulo ECG estuviera fuera de este durante las pruebas. De la misma forma, si se usarán los mismos cinturones, se deberá expandir el espacio donde se introducen en el prototipo, ya que hay dificultad para que el cinturón entre por los orificios donde debe ir por un mal cálculo en las medidas.
- b) El prototipo actualmente se utilizó para poder realizar monitoreo de frecuencia cardíaca mientras este se mantenía quieto, por lo tanto, sería buena idea realizar estudios mientras el canino se encuentra en movimiento, principalmente para verificar que tan estable se mantiene este mientras el perro se mueve y evaluar si se necesita realizar ajustes en el diseño para que se mantenga en su lugar durante jornadas de caminata con el perro.
- c) Si bien MATLAB demuestra ser efectivo al momento de realizar funciones más rigurosas y exigentes, como procesamiento de señales, es recomendable que se trabaje en un lenguaje de C++ para la siguiente etapa, esto debido a que este lenguaje es más potente que el que se utiliza en MATLAB. Es importante destacar que, si se utiliza este lenguaje, que sean en programas que puedan realizar procesamientos de señales de manera efectiva, como GNU Radio o Visual Studio con el uso de bibliotecas como IT++ o Fastest Fourier Transform in the West (FFTW).
- d) En la etapa en la que se encuentra el prototipo y ya que la extracción de la señal sea mucho más efectiva que las fases anteriores, el personal recomienda que se empiece a trabajar en una aplicación que trabaje específicamente con este. La idea de realizar la aplicación es poder visualizar toda la información de este, tanto señal ECG como parámetros de medición dentro de este y poder accionar el prototipo desde aquí, sin tener que estar utilizando la computadora para ello. A

parte de ello, tener en cuenta que en la aplicación se pueda mantener el registro histórico de mediciones por cada paciente.

- e) Dependiendo del enfoque que opte la siguiente fase del proyecto, sería recomendable que evalúe y realice estudios con los diferentes tipos de electrodos diseñados durante las distintas etapas del proyecto para poder deducir cual sería el mejor considerando características como durabilidad, resistencia a químicos, conductividad, etc.
- f) En cuanto a la parte electrónica, bajo la idea de poder ser utilizado en un ambiente clínico veterinario, es posible que se necesite de módulos ECG más avanzadas que sean compatibles con Arduino. El módulo actual cumple su labor de obtención de la señal, pero este es un módulo bastante básico, por lo que, si se requiriesen de estudios más avanzados, como los que pueden surgir en una veterinaria, se necesitaría de un módulo ECG más robusto para ello.
- g) También, en cuanto a componentes electrónicos, es recomendable que se utilice módulos Wifi, como el ESP-01 o ESP-12E, como funciones de conectividad inalámbrica, esto debido a que el bluetooth se encuentra limitado en cuanto a la cantidad de distancia que puede funcionar, a parte que si hay obstáculos en el camino (muros, otros dispositivos inalámbricos, etc.), puede disminuir la cantidad de distancia óptima en la que puede trabajar el módulo de Bluetooth.
- h) Se debe de considerar realizar una guía de cómo se utiliza este dispositivo y elaborar un video donde se demuestre como es todo el proceso para la extracción de la señal, desde la colocación del prototipo hasta la finalización de la operación.
- i) Durante las pruebas de electrocardiografía, aparte de sacar el dato de frecuencia cardíaca, también sobresalía el valor de la frecuencia respiratoria. Se recomendaría que, en la siguiente fase, tomar en cuenta este número y poder complementar a la información que pueda brindar el prototipo, dándole aún más valor agregado.

IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1) Fernández del Palacio, M. J., Bayón del Río, A. Á., Bernal, L., Montes Cepeda, A. M., & Cerón, J. J. (1996). Cardiopatías congénitas en el perro: Conducto arterioso persistente, estenosis pulmonar y estenosis aórtica. *Clínica veterinaria de pequeños animales*, 16(1), 0007-0019.
- 2) Talavera López, J., & Fernández del Palacio, M. J. (2005). Tratamiento de la insuficiencia cardíaca congestiva [en perros y gatos]. *Clínica veterinaria de pequeños animales: revista oficial de AVEPA, Asociación Veterinaria Española de Especialistas en Pequeños Animales*, 25(1), 33-41.
- 3) 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>
- 4) Prior, H., McMahon, N., Schofield, J., & Valentin, J.-P. (2009). Non-invasive telemetric electrocardiogram assessment in conscious beagle dogs. *Journal of Pharmacological and Toxicological Methods*, 60(2), 167-173. <https://doi.org/10.1016/j.vascn.2009.06.001>
- 5) Le Bellenet, G. (2013). *Cardiopathies Congénitales. La Revolution Cardiaque: C.n.v.s.p.a.* 43-77.
- 6) 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. *IEEE SENSORS 2014 Proceedings*, 2203-2206. <https://doi.org/10.1109/ICSENS.2014.6985477>
- 7) 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>
- 8) Krvavica, A., Likar, S., Brloznic, M., Domanjko-Petric, A., & Avbelj, V. (2016). Comparison of wireless electrocardiographic monitoring and standard ECG in dogs. 2016 39th International Convention on Information and Communication

- Technology, Electronics and Microelectronics (MIPRO), 396-399.
<https://doi.org/10.1109/MIPRO.2016.7522175>
- 9) 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>
- 10) 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>
- 11) Foster, M., Beppler, E., Holder, T., Dieffenderfer, J., Erb, P., Everette, K., Gruen, M., Somers, T., Evans, T., Daniele, M., Roberts, D. L., & Bozkurt, A. (2018). A System for Assessment of Canine-Human Interaction during Animal-Assisted Therapies. 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 4347-4350. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2018.8513384>
- 12) Kumpulainen, P., Valldeoriola, 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>
- 13) Lin, Y.-J., Chuang, C.-W., Yen, C.-Y., Huang, S.-H., & Lee, S.-Y. (2018). Smart Pet Clothing for Monitoring of Health and Mood. 2018 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS), 1-4. <https://doi.org/10.1109/ISCAS.2018.8351547>
- 14) 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. *Veterinary Record*, 184(3), 96-96. <https://doi.org/10.1136/vr.104917>
- 15) Virtanen, J., Leivo, J., Vehkaoja, A., Somppi, S., Törnqvist, H., Fiedler, P., Väättäjä, H., & Surakka, V. (2018). Dry contact electrodes performance in canine ECG.

- Proceedings of the Fifth International Conference on Animal-Computer Interaction, 1-5. <https://doi.org/10.1145/3295598.3295609>
- 16) Brugarolas, R., Yuschak, S., Adin, D., Roberts, D. L., Sherman, B. L., & Bozkurt, A. (2019). Simultaneous Monitoring of Canine Heart Rate and Respiratory Patterns During Scent Detection Tasks. *IEEE Sensors Journal*, 19(4), 1454-1462. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2018.2883066>
 - 17) 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>
 - 18) 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>
 - 19) Veloza, L., Jiménez, C., Quiñones, D., Polanía, F., Pachón-Valero, L. C., & Rodríguez-Triviño, C. Y. (2019). Variabilidad de la frecuencia cardiaca como factor predictor de las enfermedades cardiovasculares. *Revista Colombiana de Cardiología*, 26(4), 205-210. <https://doi.org/10.1016/j.rccar.2019.01.006>
 - 20) Shumakov, V., Kletikova, L., Martynov, A., & Khrushcheva, V. (2019). Clinical-laboratory Manifestations of Myocarditis in Dogs. *KnE Life Sciences*. <https://doi.org/10.18502/cls.v4i14.5679>
 - 21) 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>
 - 22) Arimetrics. (2020). Qué es Wearable—Definición, significado y ejemplos. <https://www.arimetrics.com/glosario-digital/wearable>
 - 23) Torres, E. L., Brito, I. M., Sosa, P. J. C., García, Y. L., Hernández, M. H., Rodríguez, L. V., & Martínez, T. M. (2020). Incidencias de las enfermedades cardiacas en perros.

- Anuario Ciencia en la UNAH, 18(1), Article 1.
<https://revistas.unah.edu.cu/index.php/ACUNAH/article/view/1355>
- 24) 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>
- 25) Hezzell, M. (2020). Monitoring congestive heart failure. *In Practice*, 42(S1), 14-21. <https://doi.org/10.1136/inp.m1684>
- 26) 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>
- 27) Foster, M., Wang, J., Williams, E., Roberts, D. L., & Bozkurt, A. (2020). 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>
- 28) Mukherjee, J., Mohapatra, S. S., Jana, S., Das, P. K., Ghosh, P. R., & Banerjee, K. D. A. D. (2020). A study on the electrocardiography in dogs: Reference values and their comparison among breeds, sex, and age groups. *Veterinary World*, 13(10), 2216-2220. <https://doi.org/10.14202/vetworld.2020.2216-2220>
- 29) Castellanos-Ruíz, J., Montealegre-Mesa, L. M., Martínez-Toro, B. D., Gallo-Serna, J. J., Fuentes, O. A., Castellanos-Ruíz, J., Montealegre-Mesa, L. M., Martínez-Toro, B. D., Gallo-Serna, J. J., & Fuentes, O. A. (2021). Uso de sensores inerciales en fisioterapia: Una aproximación a procesos de evaluación del movimiento humano. *Universidad y Salud*, 23(1), 55-63. <https://doi.org/10.22267/rus.212301.214>
- 30) Estrada, A. H., Spake, A., Kleman, M. E., Leeder, D., Blischok-Lapekas, D., Margiocco, M., Gentile-Solomon, J., Piscitelli, N., & Szlosek, D. (2021). Diagnostic accuracy of computer aided electrocardiogram analysis in dogs. *The Journal of Small Animal Practice*, 62(2), 145-149. <https://doi.org/10.1111/jsap.13267>

- 31) Kalstein. (2021, agosto 11). ¿Qué es un electrocardiógrafo? Kalstein.
<https://kalstein.net/es/que-es-un-electrocardiografo/>
- 32) Bidoli, E. M. Y., Erhard, M. H., & Döring, D. (2022). Heart rate and heart rate variability in school dogs. *Applied Animal Behaviour Science*, 248, 105574.
<https://doi.org/10.1016/j.applanim.2022.105574>
- 33) Dong, V. N. K., Tantisuwat, L., Setthawong, P., Tharasanit, T., Sutayatram, S., & Kijawornrat, A. (2022). The Preliminary Chronic Effects of Electromagnetic Radiation from Mobile Phones on Heart Rate Variability, Cardiac Function, Blood Profiles, and Semen Quality in Healthy Dogs. *Veterinary Sciences*, 9(5), Article 5.
<https://doi.org/10.3390/vetsci9050201>
- 34) Foster, M., Wu, T., Roberts, D. L., & Bozkurt, A. (2022). Preliminary Evaluation of a System with On-Body and Aerial Sensors for Monitoring Working Dogs. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 22(19), 7631. <https://doi.org/10.3390/s22197631>
- 35) 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>
- 36) Alizadeh, E. A., Trautmann, T., Krause, F., Knoeferl, B., Guns, P.-J., De Meyer, G., Guth, B. D., & Markert, M. (2023). The impact of environmental and biological factors on the resting heart rate of dogs as assessed using 20 years of data from safety pharmacology studies. *Journal of Pharmacological and Toxicological Methods*, 121, 107263. <https://doi.org/10.1016/j.vascn.2023.107263>
- 37) Definicion.De. (2023a). Ensayo clínico—Definicion.de. Definición.de.
<https://definicion.de/ensayo-clinico/>
- 38) Definicion.De. (2023b). Frecuencia cardíaca—Definicion.de. Definición.de.
<https://definicion.de/frecuencia-cardiaca/>
- 39) Schreiber, N., Willis, R., Glaus, T., & Baron Toaldo, M. (2023). Comparison of the diagnostic value of a small, single channel, electrocardiogram monitoring patch with a standard 3-lead Holter system over 24 hours in dogs. *Journal of Veterinary Cardiology*, 47, 47-54. <https://doi.org/10.1016/j.jvc.2023.04.004>

- 40) Seitz, S. (2023, diciembre 7). PetPace Dog Collar Review 2024: Our Expert's Opinion. PangoVet. <https://pangovet.com/pet-lifestyle/dogs/petpace-dog-collar-review/>
- 41) 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>
- 42) Wang, J., Foster, M., Bozkurt, A., & Roberts, D. L. (2023). Motion-Resilient ECG Signal Reconstruction from a Wearable IMU through Attention Mechanism and Contrastive Learning. Proceedings of the Ninth International Conference on Animal-Computer Interaction, 1-11. <https://doi.org/10.1145/3565995.3566037>
- 43) ASALE, R.-, & RAE. (2024a). Cardiopatía | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/cardiopatía>
- 44) ASALE, R.-, & RAE. (2024b). Electrocardiografía | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/electrocardiografía>
- 45) ASALE, R.-, & RAE. (2024c). Electrodo | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/electrodo>
- 46) ASALE, R.-, & RAE. (2024d). Optimización | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/optimización>
- 47) ASALE, R.-, & RAE. (2024e). Parámetro | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/parámetro>
- 48) ASALE, R.-, & RAE. (2024f). Sensor | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/sensor>
- 49) Kimura, T., Shimamura, S., Sakaya, H., Hayashi, T., Umemoto, A., Sakai, K., Yamasaki, M., Hasegawa, T., & Shimada, T. (2024). Evaluating the indicators of a

- heart rate variability analysis in dogs using Poincaré plots. *Veterinarni Medicina*, 69(2), 42-51. <https://doi.org/10.17221/49/2023-VETMED>
- 50) Mejía, S. C., & Londoño, J. J. G. (s. f.). ALGUNAS CARDIOPATÍAS COMUNES EN PERROS. SOME COMMON HEART DISEASES IN DOGS.
- 51) Philips. (s. f.). Review: Voyce is the wellness monitor for dogs that makes wearables vividly relevant. PCWorld. Recuperado 4 de julio de 2024, de <https://www.pcworld.com/article/427516/review-voyce-is-the-wellness-monitor-for-dogs-that-makes-wearables-relevant-to-humans.html>
- 52) Torres, L. (s. f.). La Insuficiencia Cardíaca Congestiva (ICC). *Vanguardia Vet*. Recuperado 29 de junio de 2024, de <https://www.vanguardiaveterinaria.com.mx/la-insuficiencia-cardiaca-congestiva>

X. ANEXOS

Anexo 1: Código en Arduino IDE de P.E.

```
#include <ArduinoBLE.h>

#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 > 0.010) { // 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 2: Código en Arduino IDE del P.O.

```

#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include <SoftwareSerial.h>

const int ecgPin = A1;
const int sampleRate = 20;

LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);
SoftwareSerial bluetooth(2, 3);

void setup() {
    Serial.begin(9600);
    pinMode(10, INPUT);
    pinMode(11, INPUT);
    lcd.init();
    lcd.backlight();
    bluetooth.begin(9600);
}

```

```

void loop() {
  if ((digitalRead(10) == HIGH) || (digitalRead(11) == HIGH)) {
    bluetooth.println('!');
  } else {
    int analogValue = analogRead(ecgPin);
    float voltage = (analogValue * 5.0) / 1023.0;
    bluetooth.println(voltage);
  }

  currentValue = analogRead(ecgPin);

  if (bluetooth.available() > 0) {
    heartRate = bluetooth.parseInt(); // Read the heart rate from
Bluetooth
    if (heartRate > 0) {
      // Update the LCD display with the heart rate
      lcd.setCursor(0, 0);
      lcd.print("Heart Rate:");
      lcd.setCursor(0, 1);
      lcd.print(heartRate);
      lcd.print(" BPM");
    }
  }

  delay(sampleRate);
}

```

Anexo 3: Código en MATLAB de P.O.

```

% Configuración del puerto serie
serialPort = 'COM10'; % Cambia esto según el puerto al que esté conectado tu
Arduino
baudRate = 9600;

% Verificar y cerrar cualquier conexión previa al puerto serie
if ~isempty(instrfind)
    fclose(instrfind);
    delete(instrfind);
end

try
    % Abrir el puerto serie
    s = serialport(serialPort, baudRate);

    % Preparar la figura para la visualización
    figure;
    hold on;
    grid on;
    title('ECG Signal in Real-Time');
    xlabel('Time (s)');
    ylabel('Centered ECG Value');

```

```

% Parámetros de la ventana de datos
windowSize = 200; % Número de puntos en la ventana de visualización
ecgData = zeros(windowSize, 1);
timeData = zeros(windowSize, 1); % Tiempo inicial en cero
startTime = tic;

% Parámetros de normalización
targetPeakValue = 1.0; % Valor objetivo de los picos R después de la
normalización
scalingFactor = 1; % Factor de escalado inicial

% Variables para el cálculo de la frecuencia cardíaca
peakCount = 0;
lastBPMTime = tic;

% Ajuste del umbral para detección de picos R
minPeakHeight = 2.0; % Ajusta este valor según tu señal

% Umbral temporal para evitar picos demasiado cercanos
minPeakDistance = 1; % Tiempo mínimo entre picos R (en segundos)
lastPeakTime = -Inf;

% Definir los parámetros del filtro de paso bajo
fs = 50; % Frecuencia de muestreo (ajusta este valor según tu
configuración)
fc_low = 10; % Frecuencia de corte del filtro de paso bajo
[b_low, a_low] = butter(4, fc_low/(fs/2), 'low'); % Filtro Butterworth de
orden 4

% Definir los parámetros del filtro de paso alto
fc_high = 5; % Frecuencia de corte del filtro de paso alto (ajusta según
sea necesario)
[b_high, a_high] = butter(4, fc_high/(fs/2), 'high'); % Filtro
Butterworth de orden 4

% Leer datos en un bucle
while true
    % Inicializar bpm
    bpm = 0;

    % Leer una línea de datos del puerto serie
    dataLine = readline(s);
    % Intentar convertir la línea a un número
    data = str2double(dataLine);

    % Verificar si la conversión fue exitosa
    if ~isnan(data)
        % Obtener el tiempo actual desde que inició la medición
        currentTime = toc(startTime);

        % Actualizar la ventana de datos
        timeData = [timeData(2:end); currentTime];
        ecgData = [ecgData(2:end); data];

        % Aplicar el filtro de paso alto
        filteredEcgDataHigh = filter(b_high, a_high, ecgData);

        % Aplicar el filtro de paso bajo al resultado del filtro de paso
alto

```

```

filteredEcgData = filter(b_low, a_low, filteredEcgDataHigh);

% Paso de derivada
diffEcgData = [0; diff(filteredEcgData)]; % Se agrega un 0 al
principio para mantener la misma longitud

% Cuadratura de la señal
squaredEcgData = diffEcgData.^2;

% Ventana de promediado móvil
windowLength = round(fs * 0.15); % Ventana de 150 ms típica en
Pan-Tompkins
movAvgEcgData = filter(ones(1, windowLength) / windowLength, 1,
squaredEcgData);

% Detección de picos R
[pks, locs] = findpeaks(movAvgEcgData, 'MinPeakHeight',
minPeakHeight);

% Filtrar picos demasiado cercanos
validPeaks = [];
for i = 1:length(locs)
    if currentTime - lastPeakTime >= minPeakDistance
        validPeaks = [validPeaks; pks(i)];
        lastPeakTime = currentTime;
    end
end

% Normalización de la señal
if ~isempty(validPeaks)
    scalingFactor = targetPeakValue / max(validPeaks); % Ajustar
el factor de escalado
end
normalizedEcgData = filteredEcgData * scalingFactor;

% Centrar la señal en el eje 'y'
centeredEcgData = normalizedEcgData - mean(normalizedEcgData);

% Actualizar la gráfica
cla;
plot(timeData, centeredEcgData, 'b');

% Ajustar el eje x para que muestre solo los últimos 5 segundos
if currentTime > 5
    xlim([currentTime - 5, currentTime]);
else
    xlim([0, 5]);
end
ylim([-1, 1]); % Ajusta el eje y según el rango esperado de la
señal centrada
drawnow;

% Contar los picos R válidos para el cálculo de la frecuencia
cardíaca
peakCount = peakCount + numel(validPeaks);

% Verificar si ha pasado un minuto desde el último cálculo
if toc(lastBPMTIME) >= 60
    bpm = peakCount; % Frecuencia cardíaca en BPM

```

```

        fprintf('Frecuencia Cardíaca: %d BPM\n', bpm);

        % Enviar el valor de bpm al Arduino
        fprintf(s, '%d\n', bpm);

        peakCount = 0; % Reiniciar el contador de picos
        lastBPMTIME = tic; % Reiniciar el tiempo para el próximo
cálculo
        end

        % Pausa para permitir otros procesos
        pause(0.01);
    end
end



catch e
    % Mostrar cualquier error que ocurra
    disp('Error occurred:');
    disp(e.message);

    % Cerrar el puerto serie si ocurre un error
    if exist('s', 'var')
        clear s;
    end
end

% Cerrar el puerto serie cuando termine
if exist('s', 'var')
    clear s;
end
end

```

Anexo 4: Documentación



**CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPACIÓN DE MASCOTAS
EN PROYECTO DE INVESTIGACIÓN**

Yo Patricia de Ciceres, mayor de edad de nacionalidad hondureña y con DNI 0501-1971-01232 autorizo la participación de mi perro en el estudio llamada “Renovación 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 Dennis Castellón, con DNI: 0506-2001-00484, estudiante de ingeniería en biomédica de la Universidad Tecnológica Centroamericana (UNITEC) con carnet de estudiante número: 21841279.

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

PRIMERO: Propósito del Estudio: El prototipo de este estudio es medir 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.

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 con su participación en este desarrollo.

Ilustración 51: 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 9673-9711.

Al firmar este documento, usted indica que ha leído y comprendido las cláusulas proporcionadas anteriormente y que es consciente 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 Cortés, a los 28 días del mes de agosto del año dos mil veinticuatro.

Firma del Propietario de la Mascota



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 52: Ejemplo Consentimiento Informado (Pág. 2)

Fuente: Elaboración Propia



ACUERDO DE CONFIDENCIALIDAD

Entre el Hospital 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 Dennis Castellón, con DNI: 0506-2001-00484, estudiante de ingeniería en biomédica de la Universidad Tecnológica Centroamericana (UNITEC) con carnet de estudiante número: 21841279, 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 "Renovación 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 en 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 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 53: Acuerdo de Confidencialidad (Pág. 1)

Fuente: Elaboración Propia

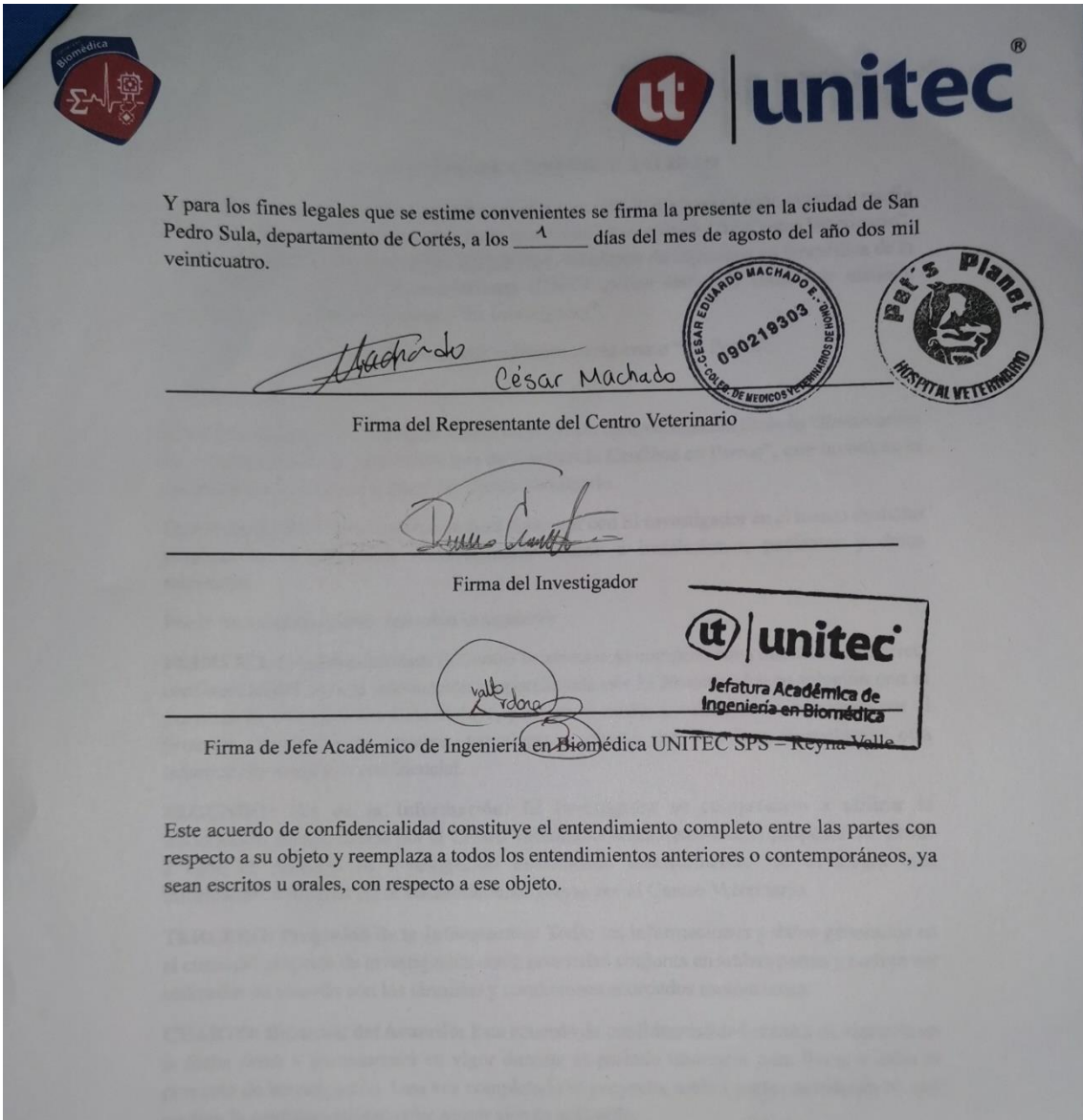


Ilustración 54: Acuerdo de Confidencialidad (Pág. 2)

Fuente: Elaboración Propia

Anexos 5: Herramientas de Medición



Ilustración 55: Método Tradicional-ECG

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 56: Módulo ECG en MSV-Sujeto de Prueba #16

Fuente: Elaboración Propia

Anexo 6: Sujetos de Prueba



Ilustración 57: Sujeto de Prueba #1 P.E.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 58: Sujeto de Prueba #1 P.O.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 59: Sujeto de Prueba #2 P.E.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 60: Sujeto de Prueba #2 P.O.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 61: Sujeto de Prueba #3 P.E.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 62: Sujeto de Prueba #3 P.O.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 63: Sujeto de Prueba #4 P.E.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 64: Sujeto de Prueba #4 P.O.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 65: Sujeto de Prueba #5 P.E.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 66: Sujeto de Prueba #5 P.O.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 67: Sujeto de Prueba #6 P.E.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 68: Sujeto de Prueba #6 P.O.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 69: Sujeto de Prueba #7 P.E.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 70: Sujeto de Prueba #7 P.O.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 71: Sujeto de Prueba #8 P.E.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 72: Sujeto de Prueba #8 P.O.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 73: Sujeto de Prueba #9 P.E.

Fuente: Elaboración Propia



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

Fuente: Elaboración Propia



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

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 76: Sujeto de Prueba #10 P.O.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 77: Sujeto de Prueba #11 P.E.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 78: Sujeto de Prueba #11 P.O.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 79: Sujeto de Prueba #12 P.E.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 80: Sujeto de Prueba #12 P.O.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 81: Sujeto de Prueba #13 P.E.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 82: Sujeto de Prueba #13 P.O.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 83: Sujeto de Prueba #14 P.E.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 84: Sujeto de Prueba #14 P.O.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 85: Sujeto de Prueba #15 P.E.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 86: Sujeto de Prueba #15 P.O.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 87: Sujeto de Prueba #16 P.E.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 88: Sujeto de Prueba #16 P.O.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 89: Sujeto de Prueba #17 P.E.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 90: Sujeto de Prueba #17 P.O.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 91: Sujeto de Prueba #18 P.E.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 92: Sujeto de Prueba #18 P.O.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 93: Sujeto de Prueba #19 P.E.

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 94: Sujeto de Prueba #19 P.O.

Fuente: Elaboración Propia

Anexo 7: Simulaciones de Resistencia y Flexibilidad en FreeCAD

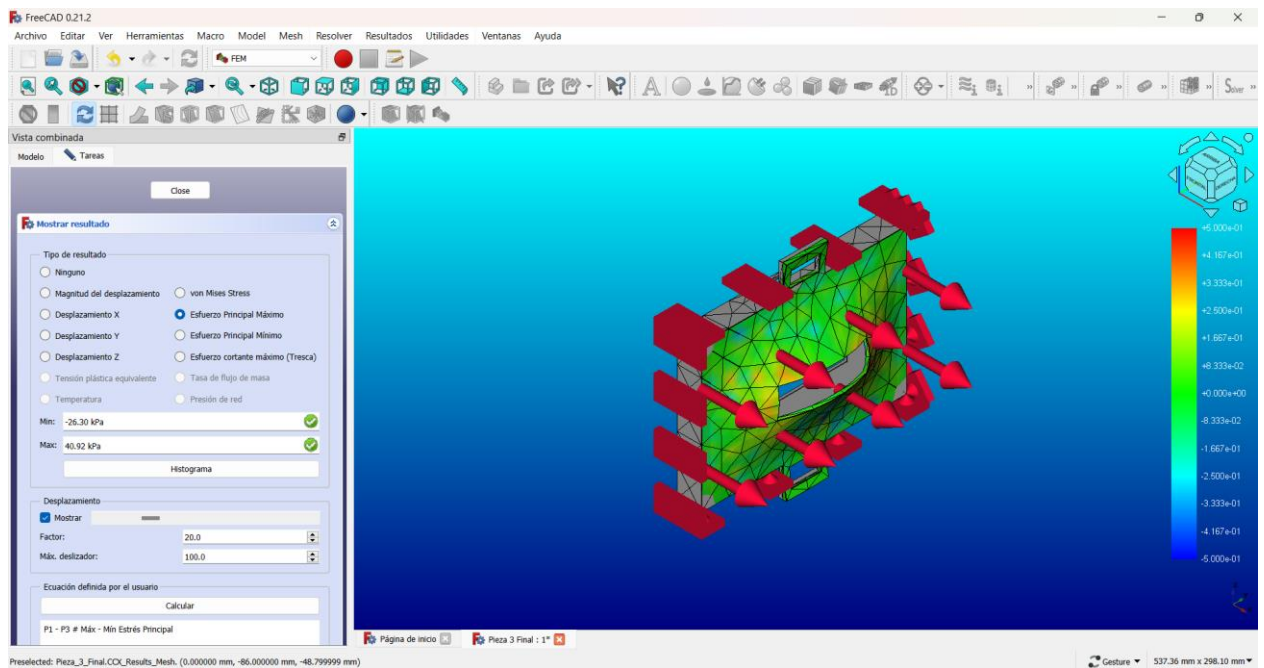


Ilustración 95: Prueba de Resistencia de Tapadera P.O.

Fuente: Elaboración Propia

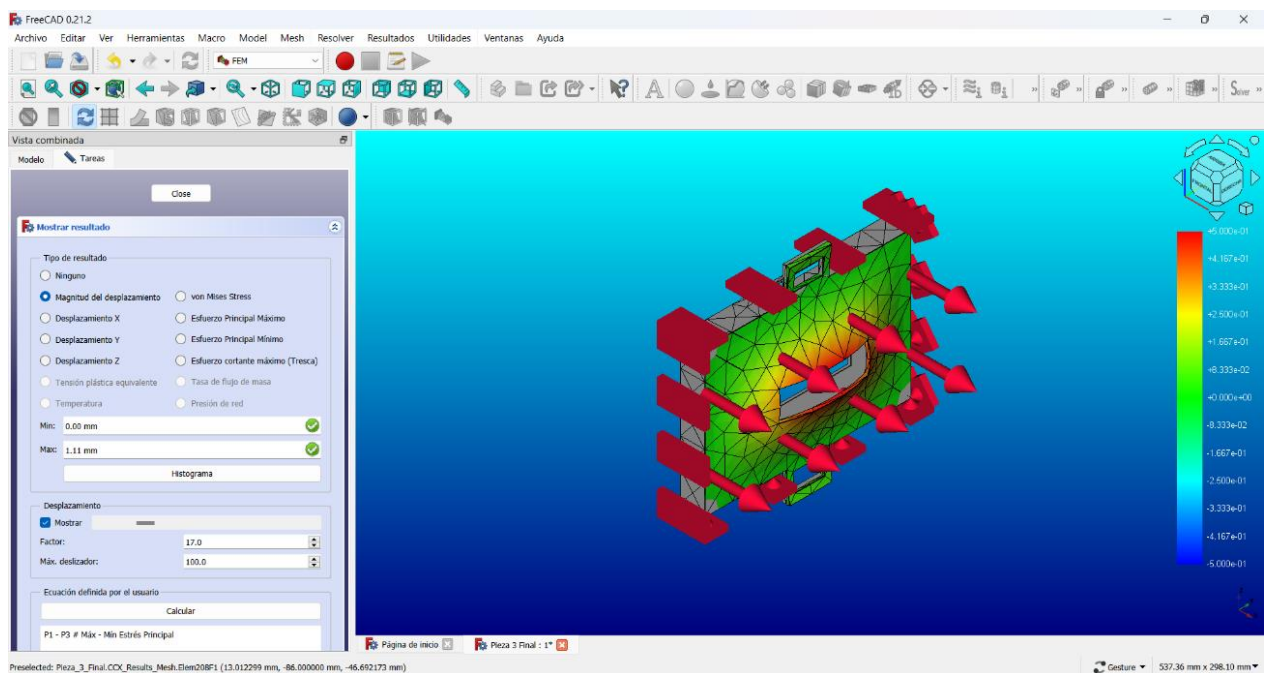


Ilustración 96: Prueba de Flexibilidad de Tapadera P.O.

Fuente: Elaboración Propia

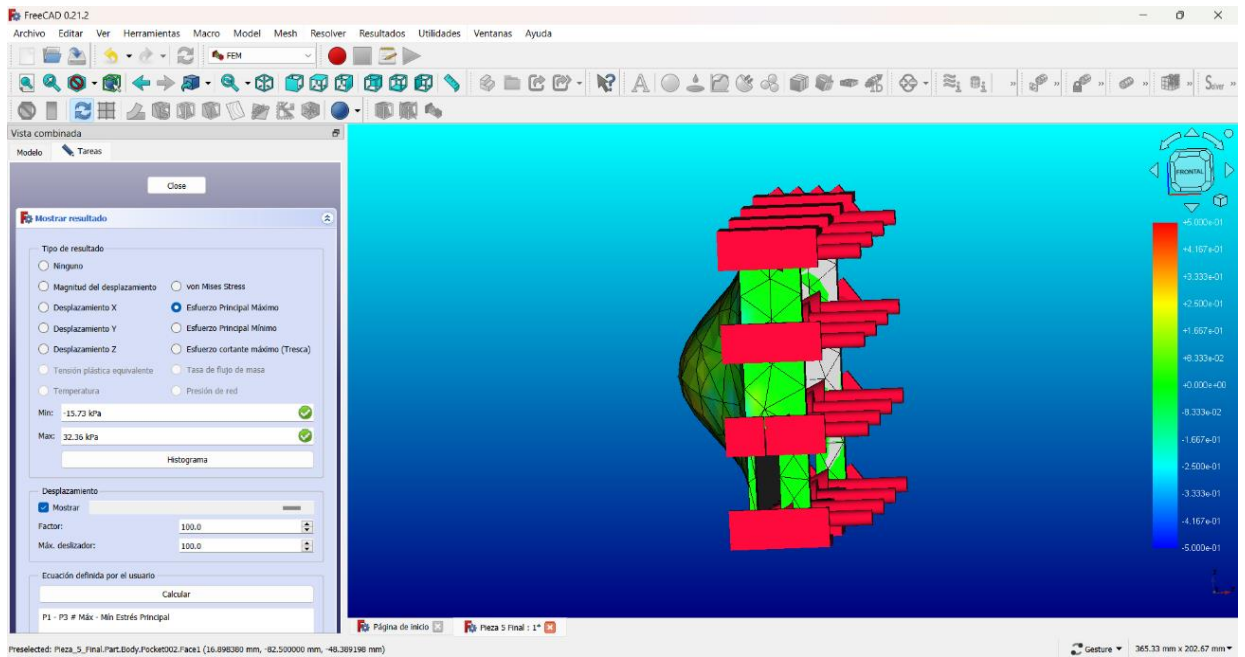


Ilustración 97: Prueba de Resistencia de la Base P.O.

Fuente: Elaboración Propia

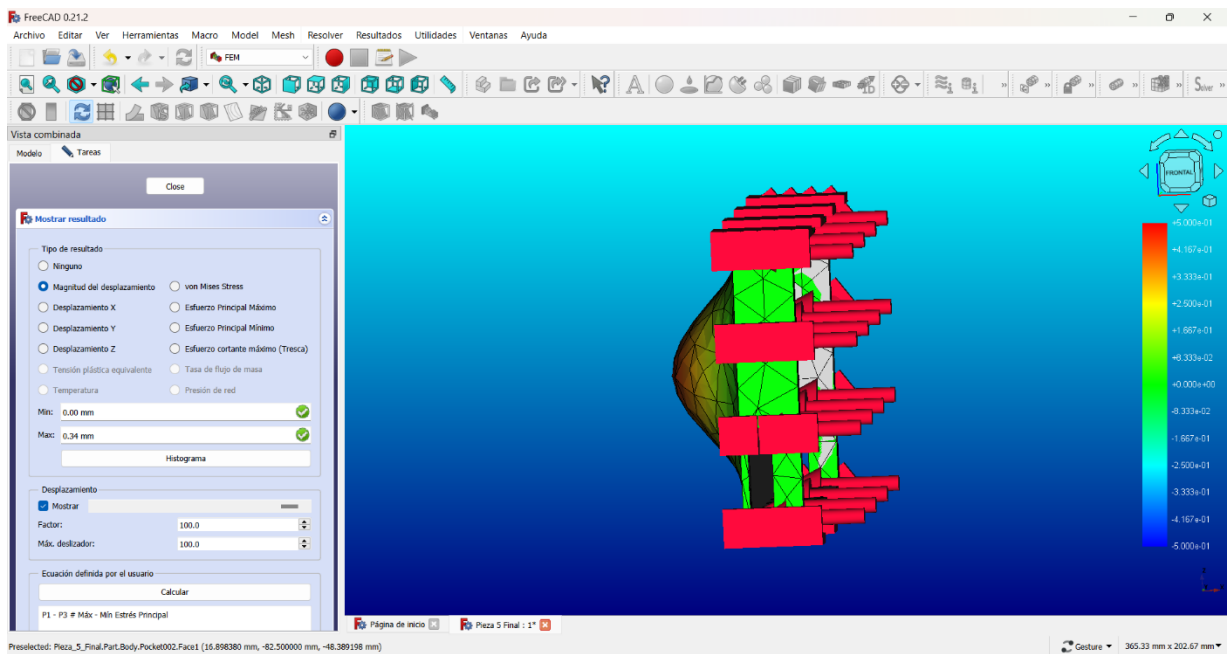


Ilustración 98: Prueba de Flexibilidad de la Base P.O.

Fuente: Elaboración Propia

Anexo 8: Componentes del Prototipo Optimizado



Ilustración 99: Rediseño Inicial del Prototipo

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 100: Diseño Inicial del Cinturón

Fuente: Elaboración Propia

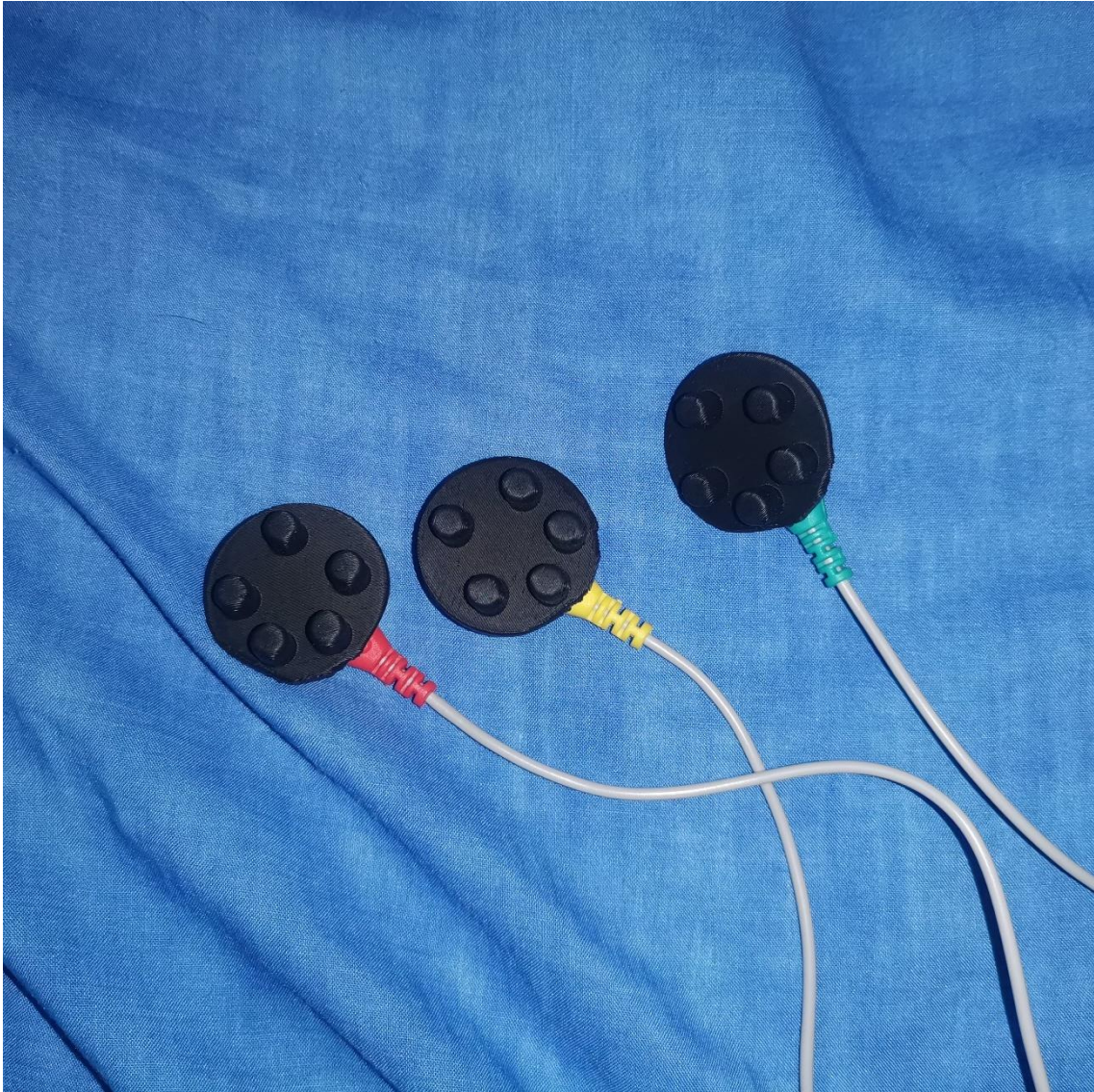


Ilustración 101: Electrodo Impreso en 3D-PLA Conductivo Hechos de Grafeno

Fuente: Elaboración Propia

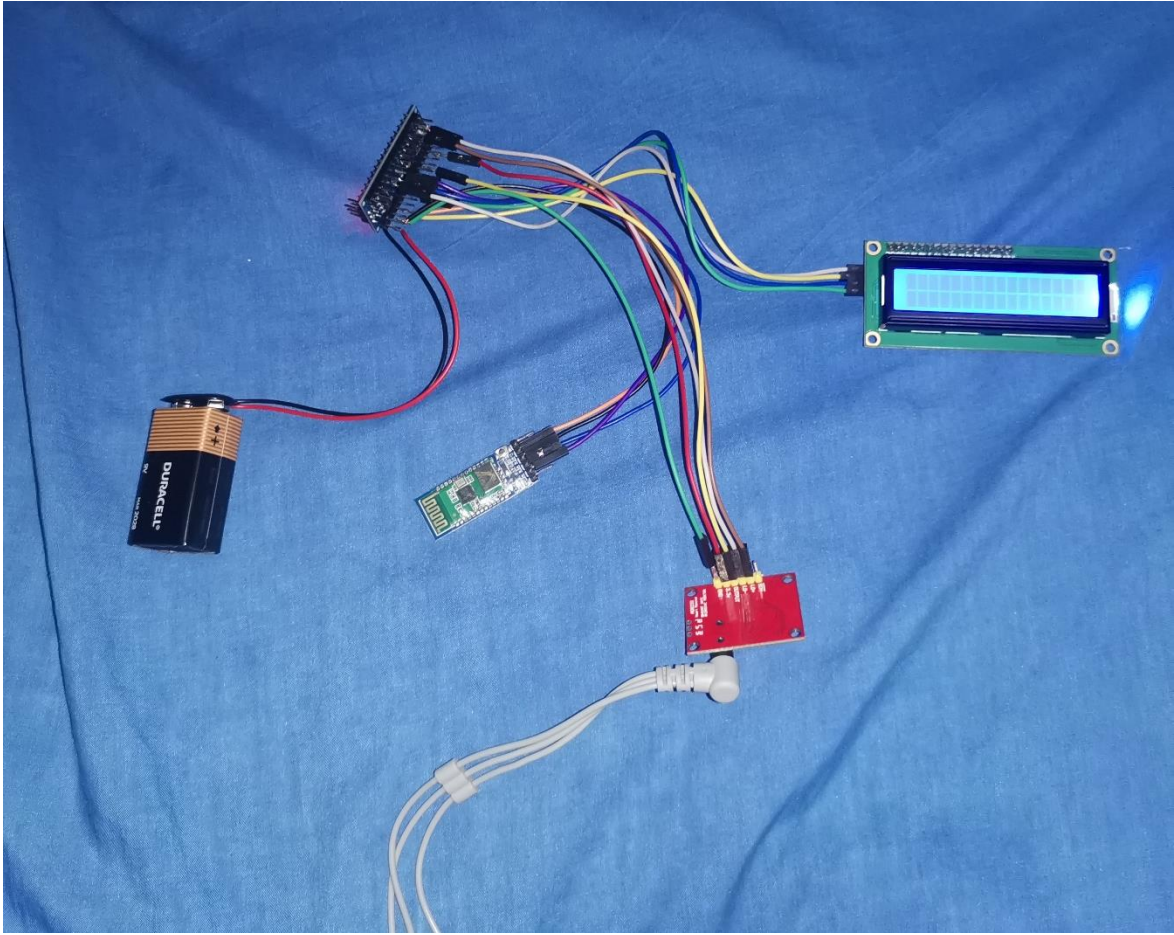


Ilustración 102: Componentes Electrónicos de Prototipo Optimizado

Fuente: Elaboración Propia

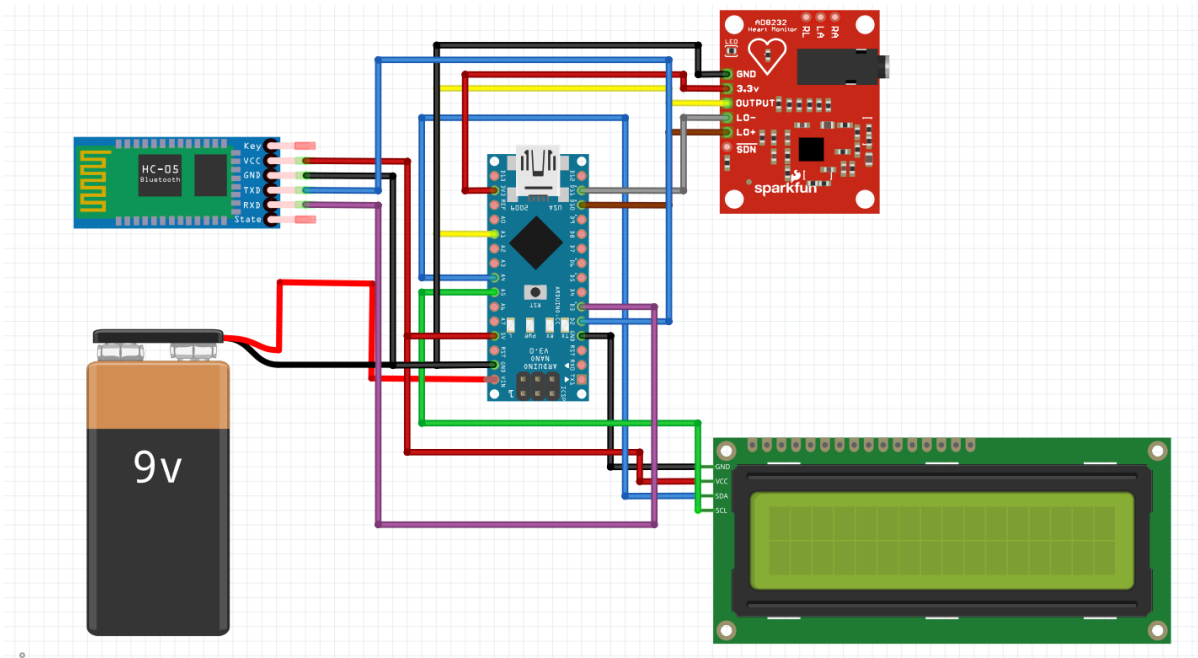


Ilustración 103: Esquema Electrónico Prototipo Optimizado

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 104: Interfaz Arduino IDE-Prototipo Optimizado

Fuente: Elaboración Propia

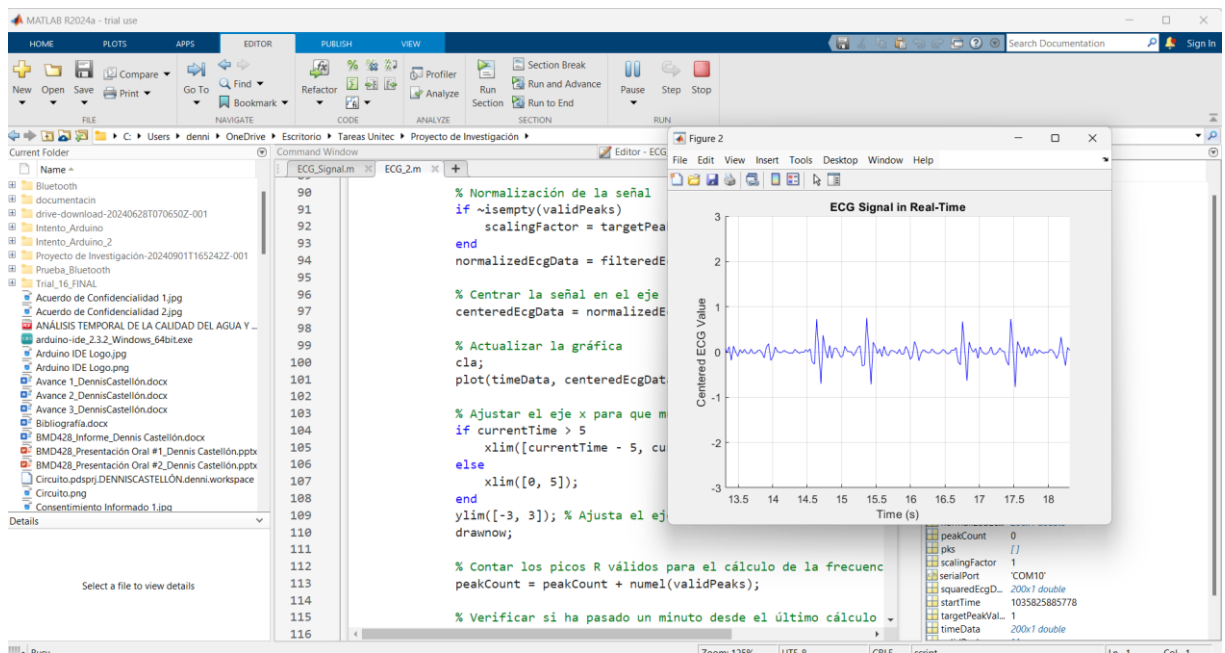


Ilustración 105: Interfaz MATLAB-Prototipo Optimizado

Fuente: Elaboración Propia

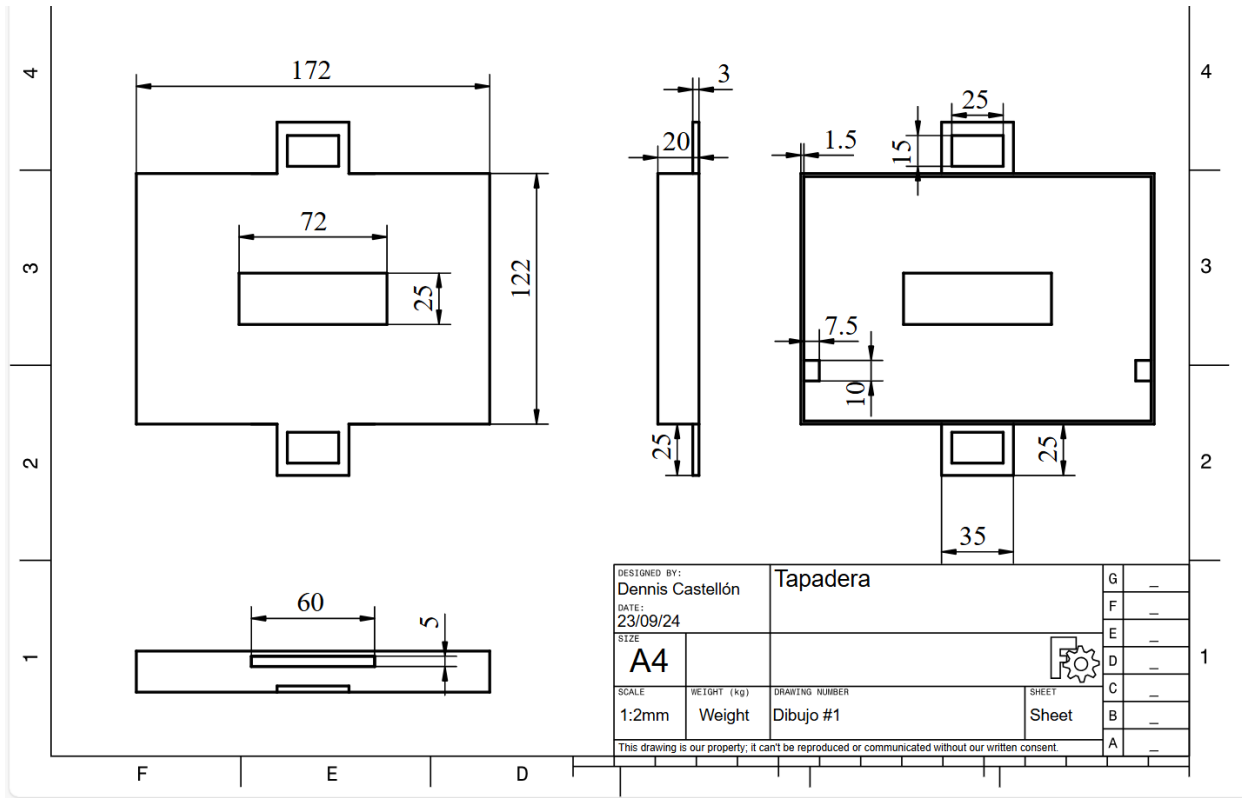


Ilustración 106: Plano Tapadera Prototipo Optimizado

Fuente: Elaboración Propia

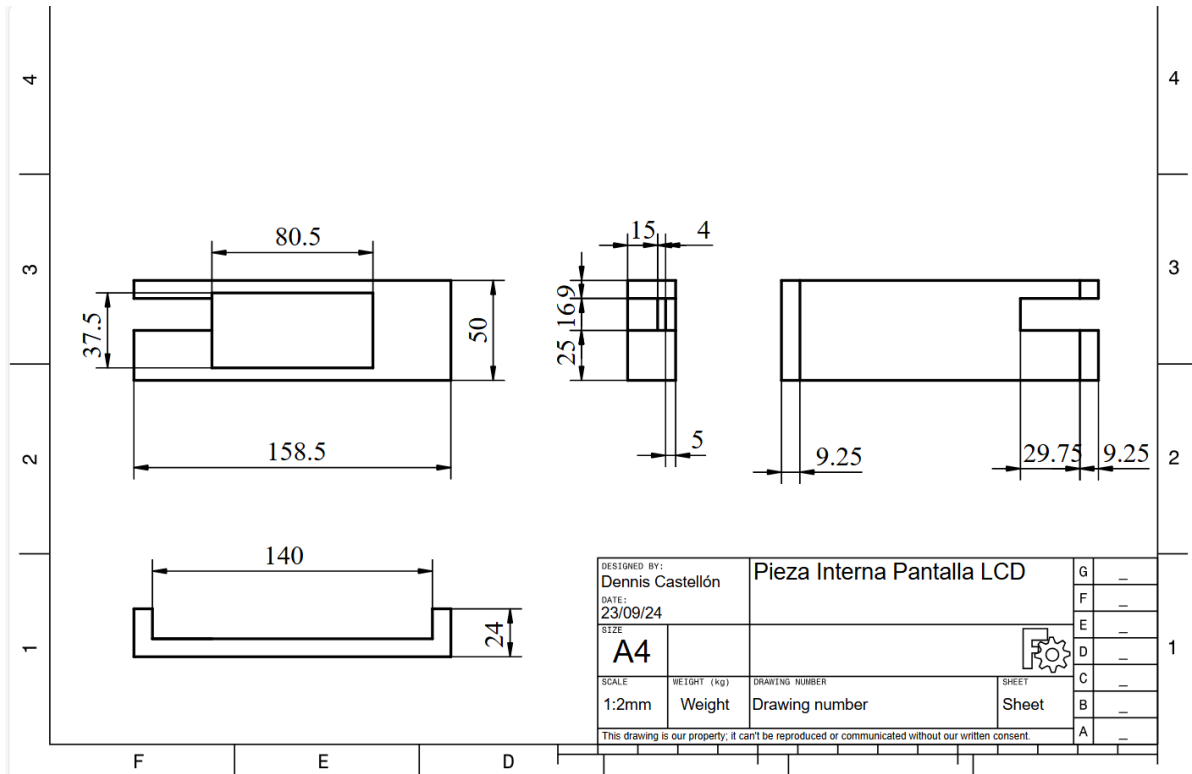


Ilustración 107: Plano Parte Interna para Pantalla LCD Prototipo Optimizado

Fuente: Elaboración Propia

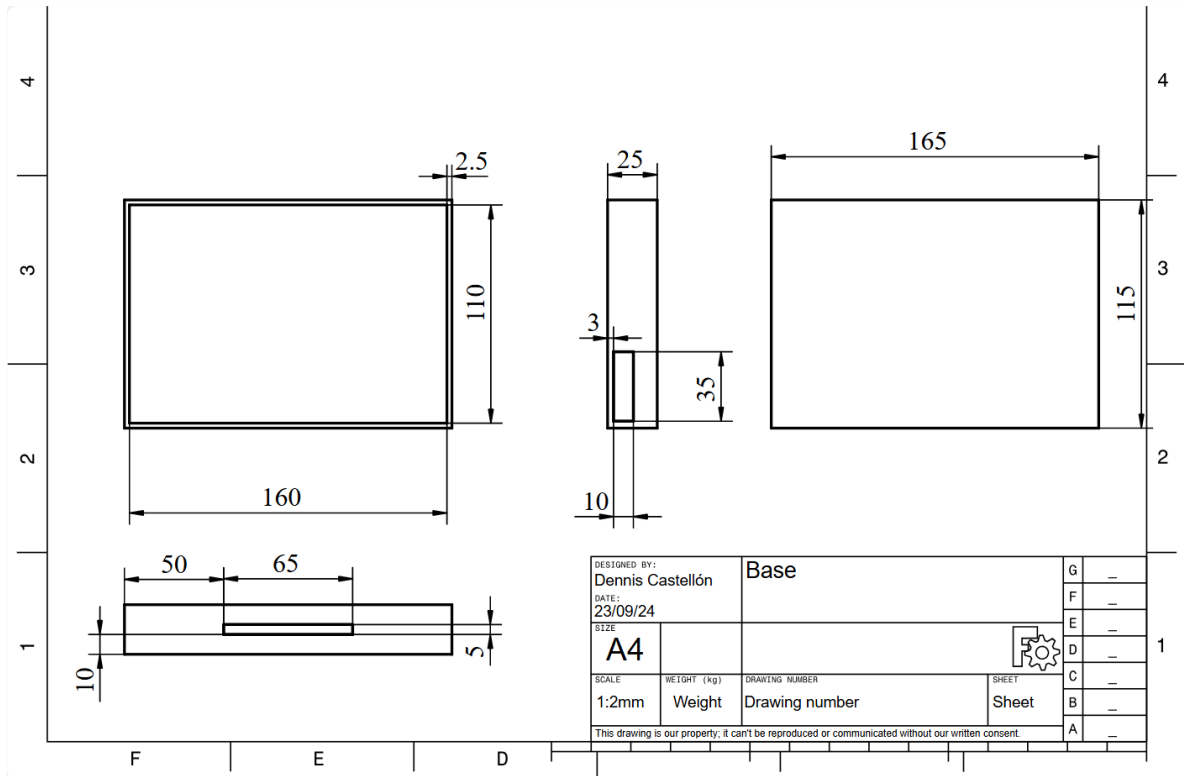


Ilustración 108: Base Prototipo Optimizado

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 109: Diseño Final del Cinturón

Fuente: Elaboración Propia



Ilustración 110: Diseño Final de Prototipo Optimizado

Fuente: Elaboración Propia