



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA CENTROAMERICANA

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

WEARABLE PARA MONITOREO DE FRECUENCIA CARDÍACA EN PERROS

PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO

INGENIERO BIOMÉDICO

PRESENTADO POR:

21941355 ISIS CRISTEL ESCOBAR ORTEGA

ASESOR: REYNA VALLE

CAMPUS SAN PEDRO SULA; MARZO, 2024

DEDICATORIA

Deseo dedicarle mi trabajo a Dios, ha sido él quien me ha brindado lo necesario para llevar a cabo este proyecto. Me ha dado esperanzas cuando creía que no sería capaz de continuar y me ha encaminado hacia las personas indicadas cuando lo necesité. También quiero dedicarle esta investigación a mi madre y mi padre que siempre creyeron en mí, que me acompañaron durante las noches de desvelo esperando que todo saliera bien. Se lo dedico a mi hermano y hermana, para inspirarlos, que sepan que ellos también son capaces de hacer todo lo que se propongan. Y finalmente, a mis docentes, los de primaria, secundaria y la universidad, todos me han ayudado a formarme. Especialmente los ingenieros de mi carrera, pues me han mostrado lo hermoso que es este camino.

AGRADECIMIENTOS

Quisiera agradecer a mi asesora, la Ing. Reyna valle, por haberme acompañado en todo el camino, por haber tenido tanta paciencia conmigo y por todo el conocimiento me que compartió. De igual forma, me gustaría agradecer a los centros veterinarios que accedieron a participar en las entrevistas. Algunos de ellos son: Veterinaria San Francisco de Asis, Veterinaria Arca de Noé, Dogs and Cats y Hospital Veterinario Rivera. Quiero agradecer sobre todo a aquellos que me permitieron regresar a realizar pruebas con los perros. Entre ellos se encuentra: VetCenter, San Perro Sula y Pets' Planet. También agradezco a dos personas que me permitieron hacer pruebas con sus mascotas: Wendy Montoya y Eva Osorto.

Finalmente, me gustaría agradecer a personas que se involucraron de una u otra forma. La Ing. Stefany García y el Ing. Josué Pérez me apoyaron en revisar las conexiones de los componentes. Owen Paz que me ayudó a soldar la unidad de mediciones inerciales. Carlos Escobar, mi padre, que me ayudó a conseguir los componentes y materiales necesarios y Kenia Ortega, mi madre, que me apoyó con las entrevistas y las pruebas en los centros veterinarios.

“Lo que sabemos es una gota; lo que ignoramos es un océano”
~ Isaac Newton

RESUMEN EJECUTIVO

Los perros son tan propensos a padecer enfermedades cardíacas como las personas. El 10% de los perros alrededor del mundo sufren de algún tipo de afección cardíaca. Los dueños de mascotas no siempre llevan a sus mascotas a revisiones médicas, lo que aumenta el riesgo de desarrollar condiciones como la insuficiencia cardíaca congestiva. Se propone un monitor wearable de frecuencia cardíaca que brinde información relevante. Se han empleado componentes compatibles con Arduino para su diseño. La metodología empleada ha sido el Modelo en V, el cual es un sistema de retroalimentación que se suele utilizar en el desarrollo de softwares. Se ha consultado con expertos sobre las necesidades que se debían cubrir y con ellos se ha verificado la autenticidad de los resultados. El monitor ha resultado efectivo en la adquisición del electrocardiograma, ofreciendo una precisión del 91%, y los usuarios son capaces de ver la información a través de una aplicación en su celular. Los doctores que han participado en la investigación mencionan que sí considerarían la información adquirida con este monitor para realizar sus diagnósticos. Los mayores inconvenientes han sido el pelaje de los sujetos y la comunicación inalámbrica, para lo que se sugiere explorar alternativas a los componentes empleados.

Palabras clave: frecuencia cardíaca, monitor portátil, perros.

ABSTRACT

Dogs are as prone to heart disease as humans. Around the world, 10% of dogs suffer from some form of heart condition. Pet owners do not always take their pets for medical check-ups, increasing the risk of developing conditions such as congestive heart failure. A wearable heart rate monitor is proposed to provide relevant information on this matter. Arduino-compatible components have been used for its design. The methodology employed has been the V-model, which is a feedback system commonly used in software development. Experts have been consulted on what needed to be addressed; they have also verified the authenticity of the results. The monitor has proven effective in acquiring electrocardiograms, providing an accuracy of 91%, and users are able to view the information through an application on their phone. Doctors who have participated in the research mention that they would consider the information acquired with this monitor for their diagnoses. The main challenges have been the subjects' fur and wireless communication, for which exploring alternatives to the components used is suggested.

Key-words: dogs, heart rate, wearable.

ÍNDICE DE CONTENIDO

I.	INTRODUCCIÓN	1
II.	ESTADO DEL ARTE	2
2.1.	ANTECEDENTES	2
2.2.	PROBLEMÁTICA	8
2.3.	MARCO LEGAL	9
2.4.	IMAGEN INTEGRADORA	10
2.5.	CUADRO DE LIMITACIONES	11
III.	OBJETIVOS	13
3.1.	OBJETIVO GENERAL	13
3.2.	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	13
IV.	METODOLOGÍA	14
4.1.	ENFOQUE	14
4.2.	VARIABLES	15
4.3.	TÉCNICAS E INSTRUMENTOS	16
4.3.1.	MATLAB	16
4.3.2.	ALGORITMO PAN-TOMPKINS	16
4.3.3.	THINGSPEAK	16
4.3.4.	MÓDULO ECG	16
4.3.5.	PROCESADOR ARDUINO	16
4.3.6.	UNIDAD DE MEDICIONES INERCIALES	17
4.3.7.	ENSAMBLADO DE COMPONENTES	17
4.3.8.	IMPRESIÓN 3D	17
4.3.9.	MOLDEO	17
4.4.	METODOLOGÍA DE ESTUDIO	17
4.4.1.	NIVEL DE REQUISITOS	17
4.4.1.1.	Especificación de Requisitos	18
4.4.1.2.	Validación	18
4.4.2.	NIVEL DE SISTEMAS	19
4.4.2.1.	Especificación de Diseño Funcional	19
4.4.2.2.	Integración del Sistema	19
4.4.3.	NIVEL DE SUBSISTEMA	19
4.4.3.1.	Especificación de Diseño Detallado	19
4.4.3.2.	Pruebas de Integración	20
4.4.4.	NIVEL DE DESARROLLO	20
4.4.4.1.	Especificación de Codificación	20
4.4.4.2.	Pruebas de Unidad	20
4.5.	METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN	20
4.5.1.	PRUEBAS DE CAMPO	20
4.5.2.	COMPARATIVA CON TRABAJOS PREVIOS	21
4.5.3.	EVALUACIÓN CON EXPERTOS	21
4.6.	CRONOGRAMA	22
4.7.	OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES	23
4.8.	MATRIZ METODOLÓGICA	24
V.	RESULTADOS	25
5.1.	ENTREVISTAS A VETERINARIOS	25
5.2.	ENCUESTAS A DUEÑOS DE PERROS	33

5.3.	MONTAJE DEL SISTEMA	40
5.3.1.	<i>RECOLECCIÓN DE SEÑALES</i>	40
5.3.1.1.	Electrodos	40
5.3.1.2.	Módulo ECG AD8232	40
5.3.1.3.	Arduino Nano 33 BLE Sense Rev2	40
5.3.1.4.	IMU MPU9250	40
5.3.2.	<i>ARQUITECTURA DEL MONITOR</i>	41
5.3.2.1.	Soldadura	41
5.3.2.2.	Base	41
5.3.2.3.	Carcasa	41
5.3.2.4.	Alimentación	41
5.3.2.5.	Adhesión	42
5.4.	PROGRAMACIÓN	42
5.4.1.	<i>LECTURA DE LA SEÑAL DE ECG</i>	42
5.4.2.	<i>CONTADOR DE LATIDOS POR MINUTO</i>	43
5.4.3.	<i>DETECCIÓN DE MOCIÓN</i>	44
5.4.4.	<i>DETERMINAR RANGOS DE INTERÉS</i>	44
5.4.5.	<i>INTERFAZ DE USUARIO</i>	45
5.4.6.	<i>BASE DE DATOS</i>	46
5.4.7.	<i>ESPECIFICACIONES DEL EQUIPO</i>	47
5.5.	PRUEBAS CON SUJETOS	48
5.5.1.	<i>COMPOSICIÓN DEL ECG</i>	48
5.5.2.	<i>CONTEO DE LATIDOS</i>	49
5.5.3.	<i>REACCIÓN DE LOS SUJETOS FRENTE AL DISPOSITIVO</i>	52
5.5.4.	<i>PRUEBAS DE MOCIÓN</i>	52
VI.	DISCUSIÓN	54
6.1.	DESARROLLO DEL MONITOR	54
6.2.	VALIDACIÓN DE DATOS	55
6.2.1.	<i>COMPARATIVA CON ESTUDIOS EXISTENTES</i>	55
6.2.2.	<i>EVALUACIÓN CON EXPERTOS</i>	55
6.2.3.	<i>PRUEBAS DE CAMPO</i>	56
6.3.	COMPARACIÓN CON DISPOSITIVOS EN EL MERCADO	56
6.4.	APORTES Y SIGNIFICADO	57
6.5.	LIMITACIONES	57
6.6.	FUTURO DE LA INVESTIGACIÓN	57
VII.	CONCLUSIONES	59
7.1.	CONCLUSIÓN GENERAL	59
7.2.	CONCLUSIONES PARCIALES	59
VIII.	RECOMENDACIONES	61
IX.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	62
ANEXOS		67

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

ILUSTRACIÓN 1: ESTUDIOS REALIZADOS A NIVEL MUNDIAL	7
ILUSTRACIÓN 2: IMAGEN INTEGRADORA	10
ILUSTRACIÓN 3: REPRESENTACIÓN DE VARIABLES	15
ILUSTRACIÓN 4: MODELO EN V	18
ILUSTRACIÓN 5: ESTADÍSTICAS DE AFECCIONES CARDÍACAS EN PERROS EN SPS	25
ILUSTRACIÓN 6: EXPERIENCIA DE MÉDICOS VETERINARIOS CON DISPOSITIVOS SIMILARES	26
ILUSTRACIÓN 7: RAZAS DE PERROS CON ICC	27
ILUSTRACIÓN 8: SÍNTOMAS FRECUENTES EN PACIENTES CON ICC	28
ILUSTRACIÓN 9: TECNOLOGÍAS PARA DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO DE AFECCIONES CARDÍACAS	29
ILUSTRACIÓN 10: NECESIDADES POR SATISFACER	30
ILUSTRACIÓN 11: PREOCUPACIONES DE EMPLEAR EL PROTOTIPO	31
ILUSTRACIÓN 12: REACCIÓN DE LOS PERROS AL PROTOTIPO	32
ILUSTRACIÓN 13: PRUEBAS DE FIABILIDAD DEL PROTOTIPO	32
ILUSTRACIÓN 14: CANTIDAD DE SUJETOS POR ETAPA DE LA VIDA DE UN PERRO	33
ILUSTRACIÓN 15: RAZAS PERTENECIENTES A LOS ENCUESTADOS	34
ILUSTRACIÓN 16: CONSCIENCIA SOBRE RAZAS PROPENSAS A ENFERMEDADES CARDÍACAS	35
ILUSTRACIÓN 17: FRECUENCIA CON LA QUE LAS PERSONAS LLEVAN A SUS MASCOTAS AL VETERINARIO	36
ILUSTRACIÓN 18: RAZONES POR LAS QUE NO SE VISITA AL VETERINARIO CON FRECUENCIA	37
ILUSTRACIÓN 19: RAZONES POR LAS QUE SE VISITA AL VETERINARIO	38
ILUSTRACIÓN 20: FACTORES DECISIVOS EN LA COMPRA DE PRODUCTOS SIMILARES	39
ILUSTRACIÓN 21: FUNCIONES QUE AGREGARÍAN	39
ILUSTRACIÓN 22: ECG CON ESCOTADURAS	49
ILUSTRACIÓN 23: ECG - SUJETO #1	49
ILUSTRACIÓN 24: ECG - SUJETO #2	50
ILUSTRACIÓN 25: ECG - SUJETO #3	50
ILUSTRACIÓN 26: ECG - SUJETO #4	51
ILUSTRACIÓN 27: ECG - SUJETO #5	51
ILUSTRACIÓN 28: ECG - SUJETO #6	51
ILUSTRACIÓN 29: ECG - SUJETO #7	52
ILUSTRACIÓN 30: COMPONENTES SOLDADOS	67
ILUSTRACIÓN 31: MOLDEO DEL MONITOR	68
ILUSTRACIÓN 32: DISEÑO DE LA CARCASA EN PRUSA SLICER	69
ILUSTRACIÓN 33: IMPRESIÓN 3D DE LA CARCASA	69
ILUSTRACIÓN 34: PROTOTIPO COMPLETO	70
ILUSTRACIÓN 35: INTERFAZ DE MATLAB	71
ILUSTRACIÓN 36: INTERFAZ DE THINGSPEAK	71
ILUSTRACIÓN 37: INTERFAZ DE THINGSHOW (APLICACIÓN DE THINGSPEAK)	72
ILUSTRACIÓN 38: MÓDULO ECG AD8232	73
ILUSTRACIÓN 39: IMU MPU9250	74
ILUSTRACIÓN 40: ARDUINO NANO 33 BLE SENSE REV2	75
ILUSTRACIÓN 41: ESQUEMÁTICO DEL CIRCUITO DEL MONITOR	76
ILUSTRACIÓN 42: SUJETO #1	87
ILUSTRACIÓN 43: SUJETO #2	88
ILUSTRACIÓN 44: SUJETO #3	89
ILUSTRACIÓN 45: SUJETO #4	90
ILUSTRACIÓN 46: SUJETO #5	91
ILUSTRACIÓN 47: SUJETO #6	92
ILUSTRACIÓN 48: SUJETO #7	93

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 1: CUADRO DE LIMITACIONES	11
TABLA 2: METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN	14
TABLA 3: CRONOGRAMA	22
TABLA 4: OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES	23
TABLA 5: MATRIZ METODOLÓGICA	24
TABLA 6: ESPECIFICACIONES DEL EQUIPO	47
TABLA 7: INFORMACIÓN DE LOS SUJETOS DE PRUEBA	48

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO 1: TÉCNICAS DE PROTOTIPADO	67
ANEXO 2: INTERFACES DE PROGRAMAS	71
ANEXO 3: INSTRUMENTOS	73
ANEXO 4: ESQUEMÁTICO	76
ANEXO 5: CÓDIGOS	77
ANEXO 6: SUJETOS DE PRUEBA	87

LISTA DE SIGLAS

BPM	Beats per Minute
ECG	Electrocardiograma
ICC	Insuficiencia Cardíaca Congestiva
IMU	Inertial Measurement Unit
IOT	Internet of Things
LCD	Liquid Crystal Display
RFID	Radio Frequency Identification
UWB	Ultra-Wide Band
WHRSS	Wireless Heart Rate Sensor System

GLOSARIO

1. **Afección:** Enfermedad. Lleva a menudo un adjetivo o complemento especificativo (afección cardíaca). (RAE, 2024e)
2. **Ascitis:** Acumulación de líquido en la cavidad peritoneal. (MedlinePlus Medical Encyclopedia, 2022)
3. **Escotadura:** Entrada que resulta en una cosa cuando está cortada, o cuando parece que lo está. (RAE, 2024a)
4. **Frecuencia Cardíaca:** Es el número de veces que se contrae el corazón por minuto. (Fundación Española del Corazón, 2024)
5. **Inercial:** Propiedad de mantener un estado de reposo o movimiento. (RAE, 2024b)
6. **Moción:** Acción y efecto de mover o ser movido. (RAE, 2024c)
7. **Monitor:** Aparato electrónico que, a través de señales visuales o acústicas, permite dar seguimiento a un fenómeno. (RAE, 2024d)
8. **Script:** Un conjunto de instrucciones que una computadora puede seguir para ejecutar una tarea. (Cronuts.Digital, 2023)
9. **Wearable:** Un dispositivo electrónico que se usa en el cuerpo humano y que interactúa con otros aparatos para transmitir o recoger datos. (Armetrics, 2020)

I. INTRODUCCIÓN

En esta investigación se busca diseñar un wearable para monitoreo de la frecuencia cardíaca en perros con insuficiencia cardíaca congestiva. Estadísticas alrededor del mundo indican que el 10% de los perros sufren de algún tipo de afección cardíaca (Richardson et al, 2024). Los perros son mascotas muy populares, hoy en día forman parte de muchas familias. Sin embargo, no todos saben lo propensos que pueden ser a enfermedades cardíacas. La probabilidad de ser cardiópatas puede aumentar según la raza y edad del can, alcanzando hasta un 30% (Borgarelli & Haggstrom, 2010).

Si bien se han realizado estudios similares internacionalmente, cada uno tiene características que lo distinguen de los demás. Se destacan los estudios llevados a cabo por Marc Foster (2019) y Rita Brugarolas (2019). Ambos han realizado numerosas investigaciones en el área. Algunas de sus investigaciones se orientan a perros trabajadores, incluyendo todo tipo de instrumentos y herramientas para obtener resultados precisos y personalizados. Utilizan elementos externos al monitor para realizar un análisis vasto de la información tanto de los sujetos como del efecto del entorno en ellos.

Esta investigación tiene como objetivo diseñar un monitor de frecuencia cardíaca que pueda ser manejado por los dueños de los perros. Se espera que este dispositivo incremente el cuidado que las personas brindan a sus mascotas y prevenga situaciones adversas provocadas por la carencia de atención veterinaria. Se desea que el monitor forme parte de la vida cotidiana de los perros, sin presentar inconvenientes para su rutina. Si bien es dirigido a pacientes cardiópatas, el monitor debería poder usarse en perros sanos también. Las personas hacen uso de dispositivos que toman sus datos a diario, es un hábito saludable que también debería ponerse en práctica con las mascotas.

Esta investigación contará con siete capítulos orientados a su desarrollo. En el Estado del Arte se encontrará la problemática y los antecedentes de la investigación. Los objetivos definirán lo que se planea alcanzar y la Metodología mostrará cómo se alcanzará. Los resultados mostrarán la información obtenida como tal, mientras que en la Discusión se interpretarán los mismos. Finalmente, las conclusiones relacionarán los resultados a la metodología y los objetivos definidos, mientras que las recomendaciones abordarán alternativas para las limitaciones y sugerencias de seguimiento.

II. ESTADO DEL ARTE

La tecnología "wearable" se está utilizando cada vez más, y hace ya más de una década que se está buscando emplear en animales también. Lo que comenzó siendo un simple monitoreo de variables evolucionó a la interpretación y predicción de datos. El aprendizaje automático se ha convertido en una parte importante del desarrollo de dispositivos portátiles al medir el desempeño y predecir afecciones. A continuación, se detallan, los antecedentes que conforman la base de esta investigación, la problemática que justifica su desarrollo, imagen integradora y cuadro de limitaciones.

2.1. ANTECEDENTES

Marc Foster (2022) en conjunto con otros autores, publicó el artículo "**Preliminary Evaluation of a System with On-Body and Aerial Sensors for Monitoring Working Dogs**", el cual provee una investigación exploratoria. Buscan recolectar información sobre perros en servicio de manera multimodal, es decir, utilizando sensores de contacto a la vez que sensores sin contacto. Se emplea un microcontrolador Raspberry Pi3B con un electrocardiograma (ECG) AD8232 y una unidad de mediciones inerciales (IMU). Se llevaron a cabo pruebas en dos labradores retrievers macho de 4 y 8 años. Al procesar las señales obtenidas, se corrigieron los artefactos en la señal de ECG utilizando los datos obtenidos de los sensores IMU y un amplificador inverso.

El estudio se enfoca en ofrecer solución a las complicaciones durante evaluaciones de dos señales relevantes en perros que desempeñan tareas de alta velocidad. Esto con el fin de optimizar las actividades de búsqueda y rescate que desempeñan los perros, a la vez que se toma en cuenta su bienestar. Se realizaron 9 sesiones de búsqueda y rescate en total. Los autores consideran haber superado el mayor obstáculo: la remoción de interferencia por movimientos. Asimismo, consideran que la captura de datos sin contacto incrementó la habilidad de monitorear el desempeño de los perros.

Se propone una metodología que podría resolver posibles inconvenientes en la presente investigación. La corrección de artefactos por movimiento es una tarea que potencialmente se llevará a cabo, con el fin de adquirir datos exactos. Foster et al. proponen dos técnicas empleadas en la corrección de los movimientos excesivos de los perros.

Marc Foster & Rita Brugarolas (2020) son coautores en el estudio titulado: "**Preliminary Evaluation of a Wearable Sensor System for a Heart Rate Assessment in**

Guide Dog Puppies” el cual es una investigación exploratoria. Se utiliza un circuito integrado AD8233, una IMU, un monitor Holter y un sistema de sensado de ritmo cardiaco inalámbrico (WHRSS). Durante la Fase I, se utilizó a un cachorro de 12 semanas de edad, labrador retriever macho, y se le colocaron tres electrodos del monitor holter, además del WHRSS, para validar los datos. En la Fase II, setenta cachorros de aproximadamente 7 semanas, en preparación para servir como perros guía, fueron estudiados.

El diseño del sistema se volvió más ergonómico y los datos obtenidos fueron introducidos a una red neuronal para predecir los puntajes de los cachorros en las evaluaciones de la institución. Este estudio buscaba evaluar la exactitud del algoritmo para predecir los puntajes de los entrenadores. Se demostró que la frecuencia cardíaca en los cachorros aumenta a medida que envejecen, a la vez que la variación en su ritmo cardiaco aumenta. A su vez, se logró un 90% de exactitud de predicción por parte del algoritmo y se redujo el peso del sistema en un 60%. El diseño propuesto podría ser de utilidad para el diseño que se espera presentar en esta investigación.

Rita Brugarolas (2019), en conjunto con otros participantes, desarrollaron el estudio **“Simultaneous Monitoring of Canine Heart Rate and Respiratory Patterns During Scent Detection Tasks”**. Es una investigación cuantitativa y correlacional, ya que, se enfoca en la interpretación de datos y su relación con los hechos. En dicho estudio se hizo uso de tres tecnologías: ECG, IMU y estetoscopio electrónico. La información se procesó utilizando la densidad espectral de potencia. El estudio involucró nueve perros adultos de razas diversas.

El objetivo principal del artículo es visualizar los cambios que ocurren en dos variables, en este caso, frecuencia cardíaca y comportamiento respiratorio. Tiene el fin de identificar y clasificar los signos vitales de los perros que demuestren el progreso de una tarea olfativa. Es decir, cómo se ve al momento de la búsqueda de un olor, al perder el rastro o al encontrar el objetivo. Se encontró que la respiración del perro afectaba su ritmo cardiaco, de igual forma, se pudo concluir que el sistema identificaba los positivos y negativos de manera efectiva.

Si bien este estudio no brinda información detallada sobre el diseño del sistema, ofrece una perspectiva que tomar en cuenta. La presente investigación utilizará la frecuencia cardíaca para prevenir afecciones en los perros, por lo que, tomar en cuenta cómo la respiración afecta el ritmo cardiaco es de gran relevancia.

Kumpulainen (2021) es el autor principal del estudio **“Dog behaviour clasification with movement sensors placed on the harness and the collar”**. Esta investigación

exploratoria utilizó sensores de movimiento IMU y cámaras de video para clasificar los comportamientos de 45 perros de distintas razas. Es una investigación que busca identificar y clasificar 7 tipos de comportamientos en perros. Para procesar la información adquirida, se utilizó el programa MATLAB, específicamente las funciones Statistics and Machine Learning Toolbox.

El estudio busca clasificar las actividades de los perros. Se alcanzó un 90% de exactitud promedio, sin embargo, varía dependiendo del perro y sus comportamientos individuales. Los autores consideran que la información recolectada contribuye a estudios similares en distintas especies de animales. Proveen una base de datos relativamente grande y disponible para descarga libre (Vehkaoja et al., 2022). Este estudio será de gran utilidad para el procesamiento de las señales y la interpretación de los signos vitales que se esperan captar en la presente investigación. Los autores expresan deseos de que el estudio sea beneficioso para comprender el comportamiento de los perros con enfermedades crónicas.

Yu-Jin Lin (2018) junto con otros participantes, desarrollaron el estudio "**Smart Pet Clothing for Monitoring of Health and Mood**". Como investigación exploratoria busca proveer un sistema de monitoreo continuo que sea cómodo para los perros y no interfiera en sus actividades. Asimismo, busca prevenir enfermedades cardíacas por medio de un algoritmo que detecte anomalías presentes en el ECG. Se realizaron diez repeticiones del experimento en un pequeño perro maltés. Se utilizó un módulo PCB con sensores ECG y de respiración, así como BLE, un microprocesador ARM MCU y redes neuronales convolucionales.

Se añadió un sistema de rastreo, para la localización de la mascota en caso de ser necesario. El sistema no cuenta con una base de datos lo suficientemente vasta, sin embargo, logra mantener un grado satisfactorio de precisión. Los datos recuperados se transmiten vía bluetooth al móvil del dueño, y de éste se transmite a la nube vía internet, de modo que el veterinario tenga acceso a la información. Este estudio presenta una metodología más que pueda ser usada en esta investigación, así como sistemas de transmisión efectivos para el desarrollo de una interfaz de usuario.

Marc Foster (2019) es el autor principal de "**Preliminary Evaluation of a Wearable Sensor System for Assessment of Heart Rate, Heart Rate Variability, and Activity Level in Working Dogs**". La investigación exploratoria utilizó un procesador Raspberry Pi, una IMU y un módulo de ECG. Para la experimentación se evaluaron los resultados provenientes de dos

pastores alemanes, un macho de 2 años y una hembra de 6 años (con problemas cardiacos diagnosticados). El conteo de latidos se programó en MATLAB.

El propósito de este estudio es mejorar los métodos de entrenamiento y la predicción de los resultados de los perros al completar el programa. Este estudio logró demostrar las diferencias fisiológicas existentes entre perros de distintas edades al entrar en un nuevo ambiente. El estudio es vastamente detallado en la parte del procesamiento de señales y sus inconvenientes, la manera en que se han resuelto será de utilidad para esta investigación.

El estudio llevado a cabo por Khatate, Savkar y Patil (2018) titulado "**Wearable smart health monitoring system for animals**" busca proveer un sistema de monitoreo completo para perros. Esta investigación exploratoria tiene el fin de volver cada vez más factible el cuidado de los animales. La transmisión de datos se realiza por medio del internet de las cosas (IoT). Consta de cuatro sensores: de temperatura, de flexión, presión sanguínea y ECG; procesado por un Arduino UNO y visualizados en una pantalla de cristal líquido (LCD).

Han logrado incluir en el sistema de monitoreo las siguientes variables: temperatura, frecuencia cardíaca, respiración, presión sanguínea y electrocardiograma. El estudio propone una metodología de transmisión de datos que se podría tomar en cuenta durante esta investigación. A su vez, propone los elementos a utilizar para alcanzar un mayor grado de monitoreo – los sensores para los parámetros distintos a la frecuencia cardíaca.

La publicación AU2019203383 de John Couse (2019), titulada "**Multiple sensors for monitoring health and wellness of an animal**", propone un monitor portátil para animales. Comprende un procesador, un acelerómetro y un sistema de radar de banda ultra ancha (UWB), el cual consta de dos antenas, una transmisora y una receptora e interfaz comunicativa.

El propósito del dispositivo es proveer un sistema de recolección de signos vitales de mascotas. La información recolectada se procesa para identificar si es una condición de salud que debe tratarse y alerta a quien corresponda. La patente ofrece información sobre el posicionamiento del dispositivo para la óptima recolección de datos con respecto a la anatomía de un perro. Esto será de utilidad para esta investigación para conocer las partes del cuerpo canino en las que se podría colocar el prototipo.

La publicación US20230389522 desarrollada por Kibun & Min (2023) "**NECKLACE BELT FOR PET**", está conformado por un sensor de temperatura, una placa de circuito flexible y un módulo de procesamiento y comunicación. Los inventores consideran que es de gran interés para los dueños de animales de compañía, conocer el estado físico de sus mascotas cuando

se ejercitan. De modo que han propuesto un dispositivo que brinde esta información de interés a los dueños y permitirles actuar eficientemente de ser necesario.

La patente muestra en sus ilustraciones cómo han encajado, algunos de los componentes a utilizar en esta investigación, de manera óptima en una carcasa. Será beneficioso tener la referencia del diseño para el desarrollo del prototipo de la presente investigación.

En India, Nagasundaram (2023) en conjunto con múltiples doctores se esforzaron en diseñar un dispositivo para el monitoreo de la salud de los perros. El número de publicación es IN202341052054 y se titula "**HEALTH MONITORING SYSTEM FOR PETS USING MACHINE LEARNING**". Se utiliza el aprendizaje automático para determinar la salud de la mascota de manera constante. El dispositivo puede incluir una amplia variedad de sensores: de sueño, frecuencia cardíaca, temperatura, actividad física y respiración.

Los inventores desean contribuir a la detección temprana de condiciones de salud en los perros para potenciar la calidad de vida de las mascotas. De manera similar a otros estudios o patentes, esta publicación brinda una perspectiva que considerar; el reconocimiento de actividad y uso de sensores que sirvan al propósito.

La publicación US20200245590 por Nicholas Patrick Roland Hill (2022) titulada "**PET MONITORING DEVICE**", es un dispositivo de monitoreo de signos vitales para mascotas. Utilizan un lector de identificación por radio frecuencia (RFID) y un microchip RFID implantado bajo la piel de la mascota. El chip recibe la información recolectada por el sensor (frecuencia cardíaca, temperatura, actividad física y respiración) y la transmite tanto procesada como sin procesar.

Esta patente muestra una alternativa a los diseños portátiles, soluciona el problema de mantener los electrodos en contacto con la mascota. Es un dispositivo de recepción de información extraíble en conjunto con el dispositivo de adquisición de datos invasivo. La publicación le brinda a esta investigación un enfoque distinto a los que se suelen desarrollar.

Gibbs & Hochberg (2020) diseñaron un sistema de telemedicina para mascotas titulado "**Veterinary Telemedicine System and Method**". Consiste en la computadora central y un collar que recolecta signos vitales de la mascota; el número de la publicación es US20200381119. La información recolectada es subida a la nube a través de la computadora para facilitar el acceso del veterinario. Hace uso del aprendizaje automático y la inteligencia artificial para predecir diagnósticos y sus causas, en animales. Los sensores empleados en el

diseño incluyen: acelerómetros, giroscopios, magnetómetros, de temperatura, RFID, entre otros.

La computadora que recibe la información sobre las actividades de la mascota de manera constante, utiliza los datos para crear una línea temporal de comportamiento. Esta patente fortalece las metodologías que se esperan emplear en esta investigación, a la vez que introduce un punto de fortalecimiento en la identificación de actividades. Toma en cuenta diversos aspectos para generar un diagnóstico, en lugar de únicamente delimitar umbrales que podrían representar anomalías.

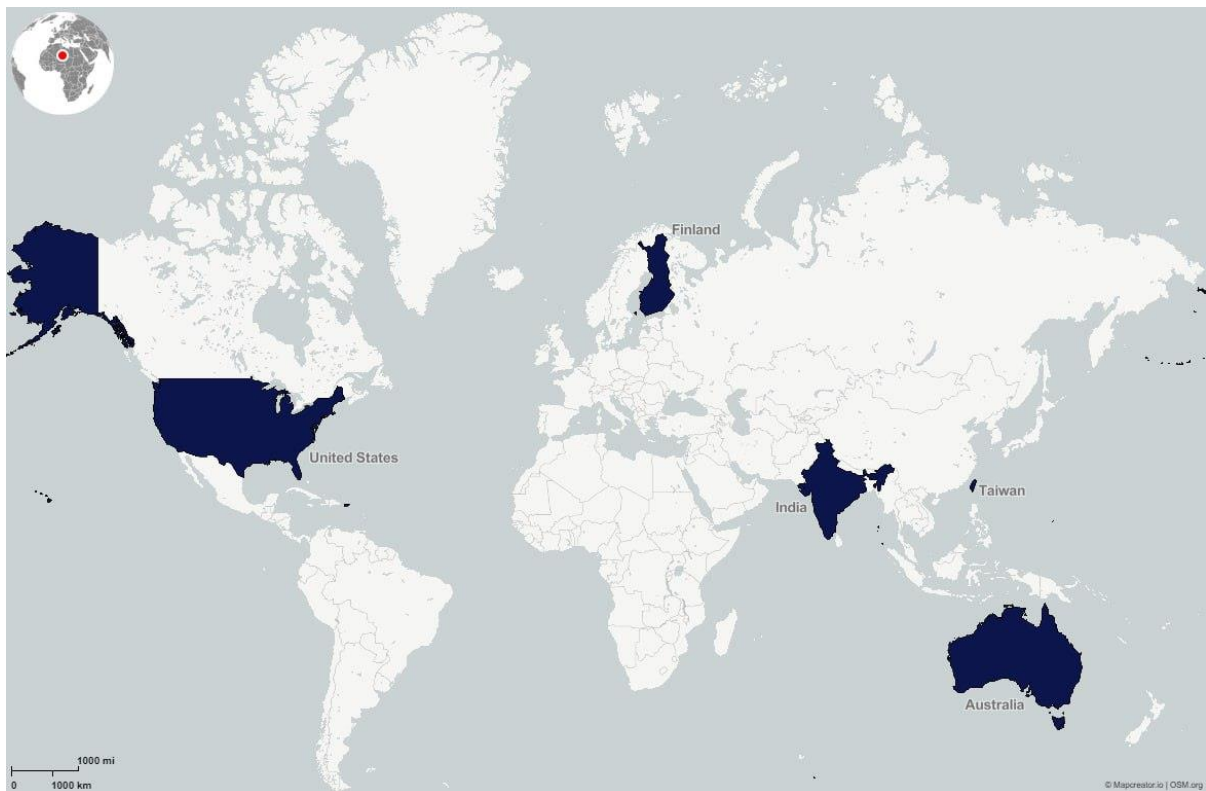


Ilustración 1: Estudios Realizados a Nivel Mundial

Fuente: Elaboración propia en Mapcreator.io

2.2. PROBLEMÁTICA

De manera similar al ser humano, los perros son propensos a sufrir de enfermedades o condiciones cardíacas. Las mascotas deben visitar periódicamente al veterinario para prevenir cualquier complicación clínica inesperada. Sin embargo, los dueños podrían llegar a descuidar a sus mascotas – por diversos factores – lo que reduce las posibilidades de identificar enfermedades en etapas tempranas.

La insuficiencia cardíaca congestiva (ICC) afecta al 10% de todos los perros, no es una enfermedad sino una condición (Richardson et al., 2024). La ICC se debe en su mayoría a casos de válvula mitral mixomatosa (80%) (Hunter et al., 2023). En menor medida, es posible que se haya desarrollado debido a la miocardiopatía dilatada (Weir et al., 2023). La enfermedad de la válvula mitral tiene mayor presencia en perros geriátricos; el 30% de los perros que sufren de esta enfermedad desarrollan ICC (Borgarelli & Haggstrom, 2010).

Un síntoma que se puede presentar en las etapas iniciales suele ser el soplo cardíaco. Esto ocurre cuando la sangre está siendo bombeada, pero en lugar de generar el sonido de percusión que se suele escuchar, genera un sonido chorreante (Maharaj, 2022). El soplo cardíaco se debe a un mal funcionamiento de la válvula, presenta fugas o no ha cerrado apropiadamente.

Muchos de los perros que sufren de ICC, suelen vivir de 6 meses a 2 años desde que se desarrolla la condición (Maharaj, 2022). Las mascotas se han vuelto una parte importante de la vida de muchas personas, no son solo acompañantes, son familia. Es importante que se tengan los cuidados apropiados para que puedan permanecer a su lado el mayor tiempo posible y que puedan gozar de una vida plena.

Hoy en día es más fácil que nunca mantenerse al tanto de su estado de salud, los dispositivos portátiles brindan este tipo de información. Los dueños de mascotas deberían tener la misma oportunidad de monitorear la salud de éstas que las personas. Como se mencionó anteriormente, las visitas al veterinario pueden no ser una práctica frecuente entre los dueños de mascotas, pero eso no evita que se preocupen por su salud.

Al ofrecer un monitor portátil para perros, se estaría aliviando la preocupación de las personas por no conocer el estado de salud de su mascota, promoviendo la prevención y visitas oportunas. Por lo tanto, se espera con esta investigación aportar al desarrollo de dispositivos asequibles de monitoreo cardíaco portátiles para perros.

2.3. MARCO LEGAL

Los dispositivos médicos dirigidos a personas se encuentran regulados bajo numerosas organizaciones. La FDA es una de las organizaciones más conocidas en lo que respecta a la regulación de productos. Sin embargo, organizaciones como la FDA, y la WOA, no han definido regulaciones específicas para dispositivos médicos veterinarios. Por otro lado, sí han definido lo que implican prácticas éticas durante la realización de pruebas en animales.

La FDA define un dispositivo médico veterinario como aquel que cabe en la definición de dispositivo médico intencionado para uso en animales y establecen que estos productos no requieren de autorización previo a su comercialización (*CPG Sec. 655.100 Devices for Use in Animals*, 2019). Se ha mencionado que queda a discreción de los fabricantes y mercaderes no alterar los productos, ya que, sí pueden ser reportados en caso de dañar a los animales. Adicionalmente, los dispositivos médicos veterinarios que sí se rigen bajo las regulaciones de los dispositivos médicos regulares, son aquellos que emiten radiación.

WOAH es una organización mundial que ha establecido una guía de cómo se utilizará a los animales en investigaciones. Uno de los primeros aspectos que mencionan son las tres Rs, en las que se indica que, en la medida de lo posible, se debe: reemplazar a los animales por partes de su tejido, reducir la muestra poblacional y refinar las técnicas e instrumentos para causar el menor dolor posible (*Terrestrial Code Online Access*, 2023).

Para llevar a cabo estas pruebas, se establece que deben estar presentes mínimo tres tipos de personas: el investigador, un veterinario y un miembro del público; esto para asegurar el tratamiento humano y ético de los animales. En el caso de la presente investigación se considerarán todos los aspectos mencionados anteriormente.

2.4. IMAGEN INTEGRADORA

La imagen narrativa presenta los componentes que conforman el hardware del prototipo. En la parte superior izquierda se encuentran los parches adhesivos, los cuales cumplen la función de adherir el monitor al perro. En la esquina superior derecha se puede apreciar el IMU, el cual toma los datos de movimiento del perro para la corrección de la señal. En la parte inferior izquierda está el módulo ECG, aquel que nos brinda la señal de interés (la frecuencia cardíaca). En la parte inferior derecha se presenta el Arduino, procesador que se usará para el procesamiento de los datos recibidos. Finalmente, en el centro se ve el sujeto para quien fue diseñado el prototipo (no se pretende limitar la raza del sujeto).

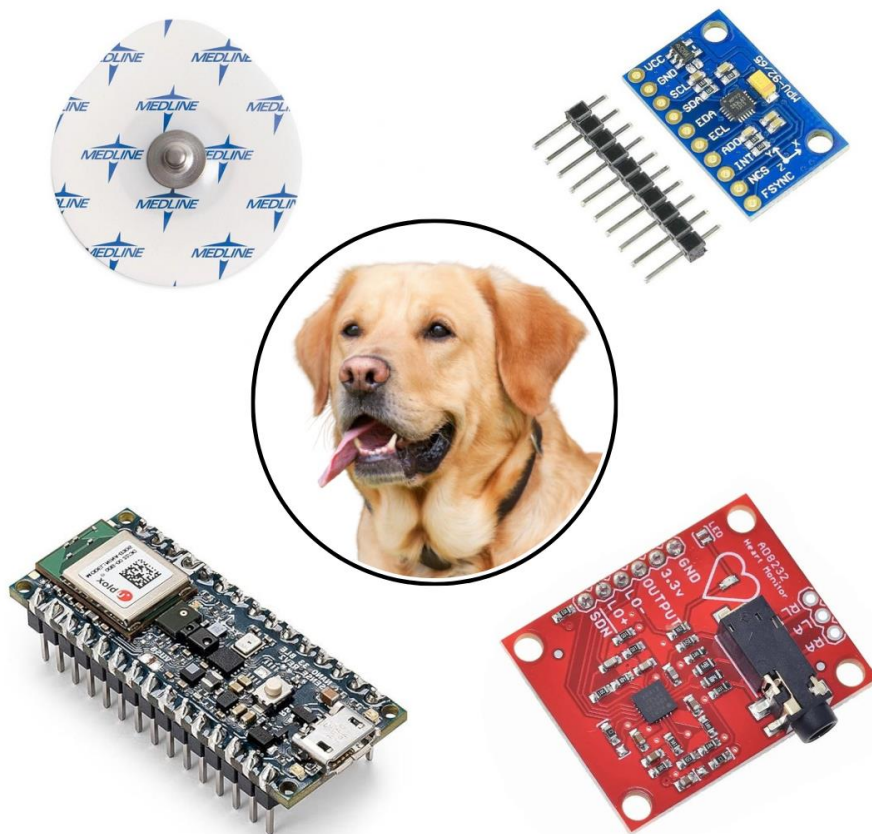


Ilustración 2: Imagen Integradora

Fuente: Elaboración propia.

2.5. CUADRO DE LIMITACIONES

Tabla 1: Cuadro de Limitaciones

Autor(es)	País	Año	Tema	Metodología	Tipo de Limitación	Detalle de Limitación
Andy H. Gibbs et al.	USA	2020	Telemedicina Veterinaria	Machine Learning e Inteligencia Artificial y Sensores en Dispositivo Portátil	Ninguna	No se encontraron limitaciones.
Nicholas Patrick Roland Hill	USA	2022	Dispositivos de Monitoreo Animal	Implante de RFID Microchip	Arquitectura del Dispositivo	Requiere de una parte invasiva.
Kibun Max & Sang Min AN	USA	2023	Dispositivos de Monitoreo Animal	Sensores en Dispositivo Portátil	Parámetros	Se limita a la medición de temperatura.
S. Nagasundaram et al.	India	2023	Monitoreo de Mascotas con Machine Learning	Machine Learning	Ninguna	No se encontraron limitaciones.
John Couse	Australia	2019	Dispositivos de Monitoreo Animal	Señales UWB y Sensores en Dispositivo Portátil	Análisis de Datos	Se limita a la interpretación de datos mediante diagramas de flujo.
Marc Foster et al.	USA	2022	Dispositivos de Monitoreo Animal	Sensores de Contacto y Sensores sin Contacto	Experimentación	Se limitaron a realizar pruebas en únicamente dos cachorros.

Continuación de Tabla 1.

Autor(es)	País	Año	Tema	Metodología	Tipo de Limitación	Detalle de Limitación
Marc Foster et al.	USA	2019	Predicción de Resultados	Sensores en Dispositivo Portátil	Propósito	El estudio se enfoca en mejorar los métodos de entrenamiento, no tanto en el cuidado del perro.
P. Kumpulainen et al.	Finland	2021	Clasificación de Comportamiento	Machine Learning e IMU	Propósito	El estudio se limitó a identificar los comportamientos más no hacer uso de la información generada.
Marc Foster et al.	USA	2020	Predicción de Resultados	Redes Neuronales y Sensores en Dispositivo Portátil	Mixto	Se limitan a realizar pruebas en cachorros, no adultos. Se enfoca en el desempeño, no en su salud.
R. Brugarolas et al.	USA	2019	Dispositivos de Monitoreo Animal	Sensores en Dispositivo Portátil	Propósito	El estudio se limitó al mejoramiento del desempeño de los perros, no se enfoca en su salud.
P. Khatate et al.	India	2018	Dispositivos de Monitoreo Animal	Sensores en Dispositivo Portátil	Experimentación	No se llevaron a cabo pruebas de su funcionamiento en animales.
Yu-Jin Lin et al.	Taiwan	2018	Dispositivos de Monitoreo Animal	Redes Neuronales y Sensores en Dispositivo Portátil	Experimentación	El estudio se limita a realizar pruebas en un único perro.

Fuente: Elaboración propia.

III. OBJETIVOS

La presente investigación surge como respuesta a la escasez de dispositivos de monitoreo portátiles de frecuencia cardíaca para perros. Anteriormente se han descrito las limitaciones que han enfrentado estudios similares, por lo que, los objetivos se han desarrollado estratégicamente tomando en cuenta estas consideraciones.

3.1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar un prototipo “wearable” de frecuencia cardíaca no invasivo, para el monitoreo constante de la insuficiencia cardíaca congestiva canina en distintos tipos de perros, haciendo uso de sensores especializados.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

3.2.1. Desarrollar el prototipo de monitoreo de frecuencia cardíaca con un módulo de ECG, sus correspondientes electrodos y sensores inerciales.

3.2.2. Procesar los resultados obtenidos, utilizando el algoritmo de Pan-Tompkins y un código de detección de moción para la interpretación de anomalías cardíacas.

3.2.3. Crear una interfaz de usuario con la ayuda de una plataforma vía IoT para una visualización práctica de la información recopilada.

IV. METODOLOGÍA

En la metodología se describen los procesos científicos que se han seguido para desarrollar la investigación. Se ha desarrollado la metodología de modo que cumpla con los objetivos propuestos y satisfaga las necesidades que han impulsado el estudio en primer lugar.

4.1. ENFOQUE

A lo largo de la presente investigación se realizaron diferentes tareas para desarrollar un prototipo y medir su efectividad realizando pruebas con diversos sujetos. Los resultados se presentan de manera gráfica y numérica, por lo que se considera tomar en parte un enfoque cuantitativo, por la recolección, tratamiento y análisis de datos numéricos para alcanzar los objetivos propuestos.

A su vez, se considera un enfoque cualitativo, debido a la utilización de elementos asociados a percepción y comodidad para comprender a los usuarios y así desarrollar un prototipo acorde a sus necesidades. Una investigación cuantitativa se usa para comprender patrones y relaciones de causa y efecto, mientras que la investigación cualitativa comprende emociones y comportamientos, lo que llevó a desarrollar un estudio con un enfoque mixto (*Investigación cualitativa y cuantitativa*, 2021).

La presente investigación involucra la manipulación de variables, por lo que, el diseño de investigación seleccionado es experimental. El alcance de esta investigación se define como exploratorio y descriptivo a la vez, ya que, investigaciones similares no han sido desarrolladas en esta región. Se considera descriptivo debido al detallado desarrollo de las propiedades del prototipo proporcionados en el presente estudio. Finalmente, la muestra abarca una limitada cantidad de sujetos dentro de la ciudad, de modo que, el tipo de muestra será clasificada como no probabilística.

Tabla 2: Metodología de la Investigación

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

4.2. VARIABLES

Un requisito para realizar un experimento es la manipulación de una o más variables independientes (Lizardo, 2019). Las variables independientes son las causas, las que preceden a las variables dependientes. La variable dependiente, por otro lado, es el efecto, los resultados que se medirán. Éstas no se alteran directamente, se obtienen mediciones distintas modificando las variables independientes.

La variable dependiente de esta investigación es el prototipo final. Las variables independientes convergen en el prototipo, es decir, éstas modifican el prototipo según son alteradas. El prototipo final consiste en un módulo no invasivo de monitoreo cardiaco constante para perros, capaz de alertar al dueño de la presencia de anomalías cardíacas.

Las variables independientes incluyen la integración del sistema mediante la codificación, los componentes y materiales empleados en el hardware del prototipo y la interfaz de usuario. La codificación definirá la manera en que se procesarán e interpretarán los datos obtenidos. Los componentes afectarán los datos sin procesar obtenidos, mientras que el material afectará la aceptación del prototipo por los sujetos. La interfaz de usuario afecta la forma en que los dueños reciben la información relacionada al estado de salud de su mascota.

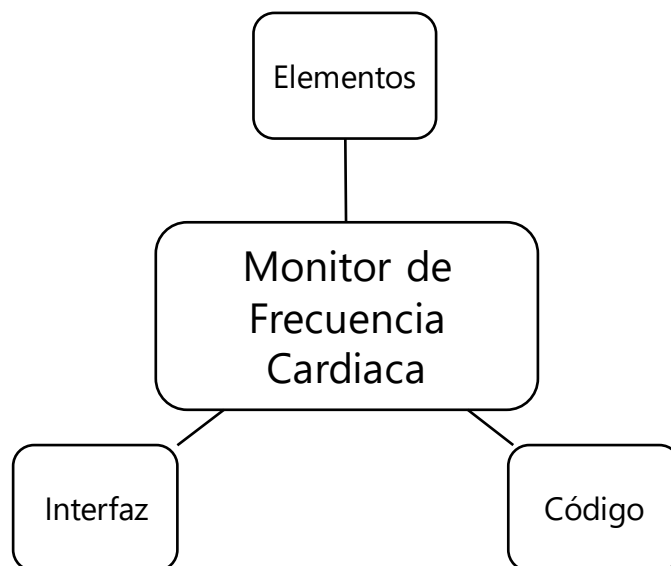


Ilustración 3: Representación de Variables

Fuente: Elaboración propia.

4.3. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS

Las técnicas e instrumentos descritos a continuación han sido empleados en el desarrollo del prototipo, estos afectan directamente el resultado de la investigación. Éstos no son la única manera de alcanzar los resultados deseados, mas son los que distinguen esta investigación de las demás. En el Anexo 1 se pueden visualizar las técnicas de desarrollo, mientras que en el Anexo 2, se pueden visualizar las interfaces de los programas utilizados.

4.3.1. MATLAB

Es un sistema de cómputo con su propio lenguaje de programación. Este programa se utilizó para el procesamiento de las señales cardíacas obtenidas.

4.3.2. ALGORITMO PAN-TOMPKINS

Es una técnica ampliamente utilizada para la detección automática de complejos QRS en señales de ECG. Consiste en seis pasos para garantizar la detección correcta de los complejos QRS: filtración, derivación, elevación al cuadrado, suaviza la señal, encontrar picos y comparar las amplitudes para evitar falsos complejos QRS.

4.3.3. THINGSPEAK

Es un software que permite a los usuarios recibir datos mediante comunicación vía internet. Es la base de la interfaz de usuario que proporciona la información acerca de la salud de los perros a sus dueños. Se ha utilizado por su amigable e intuitiva interfaz y su compatibilidad con datos procesados en MATLAB.

4.3.4. MÓDULO ECG

Es un circuito que registra la actividad eléctrica del corazón. Se utiliza para recuperar la información cardíaca del perro de manera constante. El módulo ECG es pequeño, por lo que, es conveniente para el diseño de un monitor portátil, especialmente para perros.

4.3.5. PROCESADOR ARDUINO

Es un procesador que permite realizar prototipos en placas de prueba. Se ha utilizado para el procesamiento de la información obtenida por el módulo ECG. Por la misma razón, se opta por usar este componente debido a su tamaño y compatibilidad con el prototipo.

4.3.6. UNIDAD DE MEDICIONES INERCIALES

Permite obtener información acerca de la velocidad, dirección y fuerzas gravitacionales en un objeto. Se ha utilizado para obtener los datos, previamente mencionados, en los perros, para poder interpretarlos y optimizar el funcionamiento del prototipo.

4.3.7. ENSAMBLADO DE COMPONENTES

Los componentes electrónicos establecen conexiones entre ellos mediante jumpers. El ensamblado del prototipo consiste en la unión de las partes funcionales. Se ha conectado el módulo ECG y la fuente de alimentación al Arduino mediante jumpers.

4.3.8. IMPRESIÓN 3D

En solidworks se ha diseñado la pieza con las mediciones del monitor. La pieza se ha cargado en el programa compatible con el dispositivo de impresión 3D para determinar la ruta y los puntos de soporte. Luego éste calentó el filamento del material seleccionado (PLA) e imprimió el diseño.

4.3.9. MOLDEO

El moldeo, ya sea por inyección o transferencia, consiste en colocar una sustancia del material deseado dentro de un molde con la forma que se desea obtener. El moldeo permitió el ensamblaje y almacenamiento de los componentes electrónicos en una estructura flexible, la cual es la estructura principal del prototipo.

4.4. METODOLOGÍA DE ESTUDIO

La metodología propuesta para este estudio es el Modelo en V. Es un proceso interactivo entre las etapas de desarrollo y verificación (Chacón, 2010), permite la interacción entre las actividades de prueba, análisis y diseño. Las primeras 4 etapas, nombre por el cual también es conocido, se enfocan en el diseño del sistema, mientras que las últimas 4 se encargan de la parte de validación (ver Ilustración 4).

4.4.1. NIVEL DE REQUISITOS

Los requisitos identifican las necesidades y definen lo que se espera del sistema. Se han clasificado en requisitos del software y requisitos del hardware.

4.4.1.1. Especificación de Requisitos

Del software se espera que sea capaz de procesar la información cardíaca de los perros y contar los latidos, además de recolectar información sobre su comportamiento. Asimismo, identificará si un aumento o disminución representan una anomalía a partir del análisis de comportamiento y reportará dichas anomalías.

Del hardware se espera que todos los componentes esenciales formen una única pieza adherible al perro, es decir, que no sea invasiva. A su vez, éste no debe presentar una molestia para el sujeto; no debe interferir en su rutina. También se espera lograr que la conexión sea inalámbrica.

4.4.1.2. Validación

Finalmente, se realizaron pruebas completas del prototipo con los sujetos. Se verificó que se hayan cumplido y ejecutado a cabalidad los requisitos del producto. A través de la interfaz de usuario se validó que los datos de interés son mostrados y se verificó visualmente si el prototipo se adaptaba al sujeto.

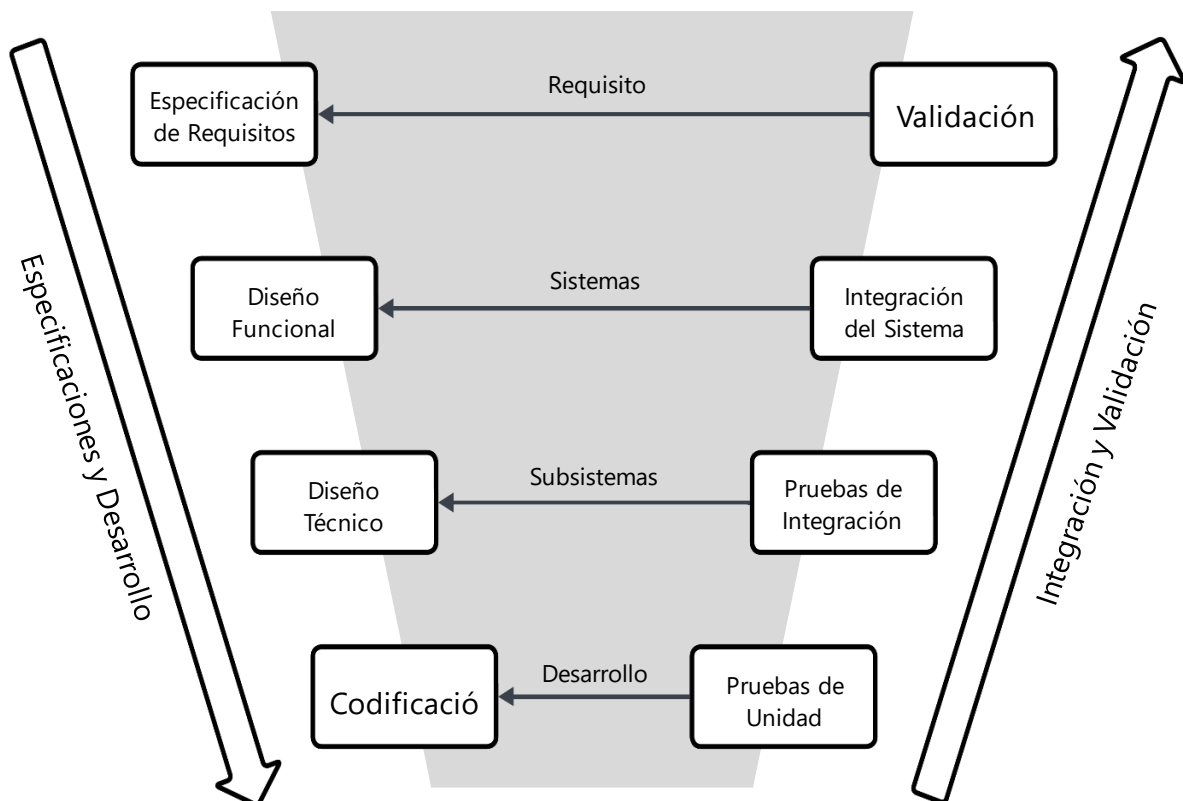


Ilustración 4: Modelo en V

Fuente: Elaboración propia.

4.4.2. NIVEL DE SISTEMAS

El diseño funcional es la descripción de la arquitectura del sistema y sus funciones principales.

4.4.2.1. *Especificación de Diseño Funcional*

El prototipo recolecta la información eléctrica del corazón, la información luego se recibe en el procesador y se envía al programa donde se interpretan las señales. El resultado de los análisis llevados a cabo se muestra en la interfaz de usuario, a la cual el dueño podrá acceder. Entre los datos a los que tendrán acceso se encuentran: frecuencia cardíaca y lectura de comportamiento.

4.4.2.2. *Integración del Sistema*

Se realizaron pruebas físicas para comprobar la integración de los componentes. Se verificó manualmente que las conexiones estén firmes y se verificó digitalmente que las conexiones entre los componentes sean estables.

4.4.3. NIVEL DE SUBSISTEMA

En esta sección se describen los componentes que conforman el prototipo y cumplen con las funciones establecidas.

4.4.3.1. *Especificación de Diseño Detallado*

La recolección de información eléctrica cardíaca se lleva a cabo por un módulo ECG y sus correspondientes electrodos. La captura de información relacionada al comportamiento se obtiene mediante una IMU. Toda la información recopilada por estos sensores será procesada en un Arduino Nano 33 BLE Sense Rev 2. El procesador corrige la señal alterada del ECG utilizando los datos del IMU, a su vez, usa la información recolectada por el IMU para identificar el comportamiento del sujeto.

Para insertar este procedimiento al Arduino, la codificación se llevó a cabo en MATLAB. En MATLAB se estableció el método de corrección de la señal alterada de ECG y con la ayuda de una base de datos y la función de aprendizaje automático, se identifican las actividades realizadas por el perro. A través de ThingSpeak se muestran los resultados y se programaron las alertas por anomalías. La transferencia de datos se lleva a cabo por IoT, de modo que se podrá acceder a la interfaz por medio de una aplicación móvil.

4.4.3.2. *Pruebas de Integración*

En esta etapa se verifica el funcionamiento correcto del sistema. Se ejecutó el código por partes en pruebas físicas con el componente correspondiente a la programación. De la misma forma, se corroboró que las partes se hayan enlazado correctamente por la transferencia de datos.

4.4.4. NIVEL DE DESARROLLO

Se detallan las funciones implicadas en el cumplimiento de los requisitos a través de la programación.

4.4.4.1. *Especificación de Codificación*

Se empleó el algoritmo de Pan-Tompkins para el conteo de los latidos. Se desarrolló un código para la detección de movimiento basado en la desviación estándar de la aceleración y la magnitud de la velocidad para determinar si el perro se estaba agitando y descartar una alerta.

4.4.4.2. *Pruebas de Unidad*

Se evaluó que todos los requerimientos se hayan implementado en la codificación del sistema. Se verificaron manualmente que todos los requisitos establecidos se vean cubiertos por la codificación.

4.5. **METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN**

Se establecerán a continuación las bases científicas que corroboran la confiabilidad de la metodología aplicada para esta investigación.

4.5.1. PRUEBAS DE CAMPO

La mejor forma de verificar que un prototipo cumple con lo que debe hacer es mediante pruebas de campo. Se realizaron pruebas con distintas razas de perro para comprobar su universalidad. Las pruebas se deseaban realizar por tres minutos, duración de las pruebas en el estudio de Kumpulainen sobre clasificación de actividad canina. Sin embargo, no todos los sujetos cooperaron con las pruebas, se mostraban inquietos y energéticos, por lo que la duración de algunas pruebas se vio reducida.

4.5.2. COMPARATIVA CON TRABAJOS PREVIOS

La veracidad de las señales cardíacas caninas obtenidas se demostró comparando los resultados con aquellos de los estudios que conforman los antecedentes de esta investigación. Se compararon los valores y composición para validar que las señales obtenidas en esta investigación son ECG caninos reales. Los valores se refieren al rango de latidos considerado adecuado en un perro, mientras que la composición hace referencia a la estructura del ECG, si es visualmente similar.

4.5.3. EVALUACIÓN CON EXPERTOS

Se ha consultado con múltiples veterinarios si los resultados obtenidos son exactos y si permiten tener seguridad sobre la información que se muestran a los dueños de los perros. Se ha evaluado la frecuencia cardíaca normal en reposo.

4.6. CRONOGRAMA

El cronograma de sintetiza todas las actividades relacionadas al desarrollo de la presente investigación. En él se detalla el tiempo empleado en cada tarea y la secuencia de las mismas.

Tabla 3: Cronograma

	Revisión de Literatura	Adquisición de Componentes	Desarrollo de la Metodología	Entrevistas	Codificación	Ensamblado del Prototipo	Pruebas con Sujetos
Semana 1							
Semana 2							
Semana 3							
Semana 4							
Semana 5							
Semana 6							
Semana 7							
Semana 8							
Semana 9							
Semana 10							

4.7. OPERACIONALIZACIÓN DE LAS VARIABLES

La operacionalización consiste en definir las variables, de manera sistemática, para analizarlas durante la investigación.

Tabla 4: Operacionalización de las Variables

Objetivos	Variables	Definición	Dimensiones	Indicadores
General		Dependiente		
Diseñar un prototipo "wearable" de frecuencia cardíaca para el monitoreo constante en perros, haciendo uso de sensores y aprendizaje automático.	Prototipo para monitoreo portátil de frecuencia cardíaca en perros.	Diseñar el prototipo cumpliendo a cabalidad con la medición de ECG para permitir el monitoreo constante en perros domésticos.	Observación directa Interpretación	Aceptación del prototipo por parte del sujeto. Los datos requeridos son mostrados.
Específicos		Independientes		
Desarrollar el prototipo con un módulo de ECG, sus correspondientes electrodos y sensores inerciales.	Componentes que conforman la estructura principal.	Seleccionar el modelo del módulo ECG a usar, número de ejes del IMU y método de transferencia de datos.	Comunicación efectiva entre los módulos.	Compatibilidad con otros componentes.
Procesar los resultados obtenidos y clasificar el comportamiento canino para la interpretación de anomalías.	Filtración, corrección de interferencias y codificación.	Definir los métodos de filtración que brinden una señal limpia y las técnicas de corrección de interferencias más óptimas.	MATLAB Filtros Algoritmos Aprendizaje Automático	Filtración efectiva. Corrección de artefactos. Código cumple con las funciones establecidas.
Crear una interfaz de usuario para una visualización práctica de la información recopilada.	Interactividad del usuario con la información.	Transferir el análisis de datos a una interfaz fácil de usar para permitir a los dueños el acceso a ellos.	ThingSpeak Observación directa	El dueño tiene acceso a la información. Velocidad de transferencia de datos.

4.8. MATRIZ METODOLÓGICA

La matriz metodológica relaciona los aspectos importantes del estado del arte, objetivos y metodología.

Tabla 5: Matriz Metodológica

PROTOTIPO: WEARABLE PARA MONITOREO DE FRECUENCIA CARDÍACA EN PERROS				
Planteamiento de Problema	Preguntas de Investigación	Objetivos	Variables	Técnicas e Instrumentos
Uno de cada diez perros sufre de problemas relacionados a la insuficiencia cardíaca congestiva, y a medida envejecen, se vuelven más propensos a desarrollar afecciones cardíacas. Las personas desean que los perros sean mascotas fieles que los acompañen toda la vida, pero para disfrutar de su compañía tanto tiempo como sea posible, deben preocuparse por su salud.	<i>General</i>	<i>General</i>	<i>Dependiente</i>	
	¿Cómo desarrollar un monitor portátil de la frecuencia cardíaca para perros?	Diseñar un prototipo “wearable” de frecuencia cardíaca para el monitoreo constante en perros, haciendo uso de sensores y aprendizaje automático.	Prototipo para monitoreo portátil de frecuencia cardíaca en perros.	Modelo en V Moldeo
	<i>Específicas</i>	<i>Específicos</i>	<i>Independientes</i>	
	¿Qué componentes utilizar en la creación del prototipo para satisfacer las necesidades?	Desarrollar el prototipo con un módulo de ECG, sus correspondientes electrodos y sensores inerciales.	Componentes que conforman la estructura principal.	Módulo ECG Arduino Nano
	¿Cómo clasificar los eventos cardiacos ordinarios y los que representen una anomalía?	Procesar los resultados obtenidos y clasificar el comportamiento canino para la interpretación de anomalías.	Filtración, corrección de interferencias y codificación.	MATLAB
	¿Cómo visualizar de manera fácil e intuitiva la información obtenida del prototipo?	Crear una interfaz de usuario para una visualización práctica de la información recopilada.	Interactividad del usuario con la información.	ThingSpeak

V. RESULTADOS

En esta sección se muestran los hallazgos y datos recopilados de la presente investigación. Se detallan los resultados de las encuestas realizadas tanto a veterinarios como dueños de mascotas, a su vez, se muestra el estado final del prototipo.

5.1. ENTREVISTAS A VETERINARIOS

Se realizó una encuesta a 12 veterinarios, ésta contaba con 12 preguntas en total. Una de las preguntas consistía en evaluar si los doctores consideraban que fuera necesario el monitoreo del estado cardíaco de los perros en casa. Se obtuvo una respuesta positiva del 100% de los entrevistados.

Se visitaron 9 centros de salud para animales y se les solicitó información acerca de los pacientes que reciben. Se les preguntó si recibían a pacientes con algún tipo de afección cardíaca, las respuestas variaban según el centro veterinario, se concluyó que se debía al tamaño del mismo. En promedio, el 8.44% de los perros que visitan al veterinario poseen algún tipo de afección cardíaca (ver Ilustración 5). En adición a este porcentaje, se preguntó si los pacientes con afecciones cardíacas sufrían de insuficiencia cardíaca congestiva. Se encontró que un 50.56% de los perros que poseen algún tipo de afección cardíaca sufren de ICC.

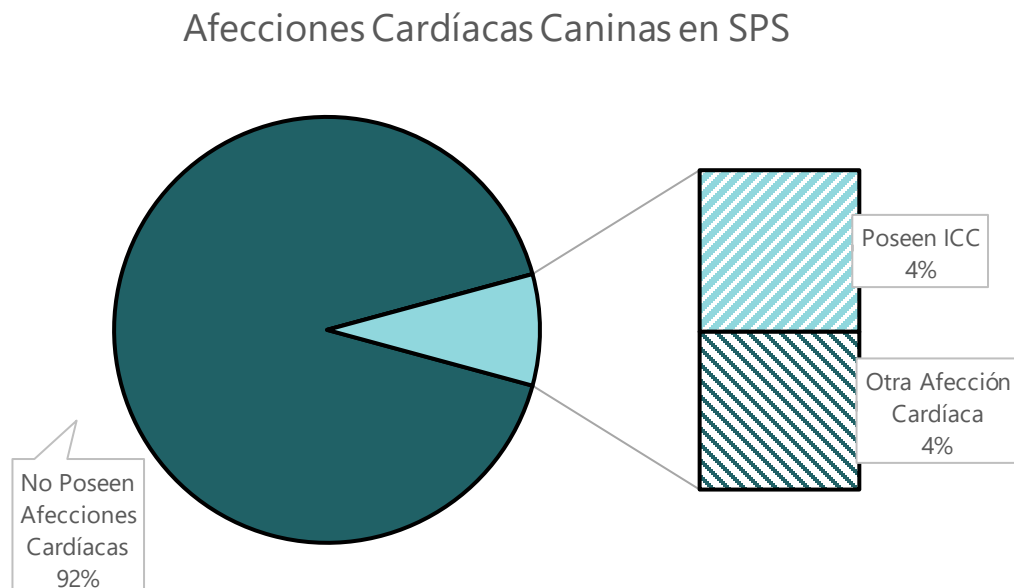


Ilustración 5: Estadísticas de Afecciones Cardíacas en Perros en SPS

Fuente: Elaboración propia.

Se esperaba obtener opiniones comparativas sobre la experiencia de los doctores con dispositivos similares, por lo que, se les consultó si han tenido la oportunidad de implementarlos (ver Ilustración 6). No obstante, han dado a entender que esta tecnología no ha alcanzado el mercado hondureño, de modo que, la mayor parte de la muestra ha contestado que no contaban con experiencia con productos semejantes. El porcentaje de ellos que mencionó haber tenido la oportunidad de ver uno similar, indicó que no había sido en su puesto de trabajo actual.

Experiencia con Monitores Cardíacos Portátiles



Ilustración 6: Experiencia de Médicos Veterinarios con Dispositivos Similares

Fuente: Elaboración propia.

Conocer el público al que se dirige un producto es de suma importancia, permite la personalización del mismo con base en las necesidades particulares del mercado. Se consultó con los doctores cuáles son las razas que suelen obtener el diagnóstico de ICC durante sus visitas médicas, a lo cual todos parecieron estar de acuerdo en que son las razas pequeñas (ver Ilustración 7). Del total de razas mencionadas, los chihuahuas tuvieron mayor presencia, resultado que concuerda con la descripción de raza pequeña. Al igual que se menciona en la problemática de este estudio, los doctores han destacado que el desarrollo de esta condición se debe en gran parte a la enfermedad de la válvula mitral mixomatosa.

Se ha mencionado en una ocasión que el pastor alemán ha recibido este diagnóstico, a pesar de ser una raza de perro grande. Esto se debe a que las razas grandes son propensas a sufrir de miocardiopatía dilatada, la segunda enfermedad más propensa a desarrollar ICC.

En general, todas las razas de perros son propensas a sufrir de enfermedades o condiciones cardíacas, aunque unas lo son más, especialmente cuando envejecen.

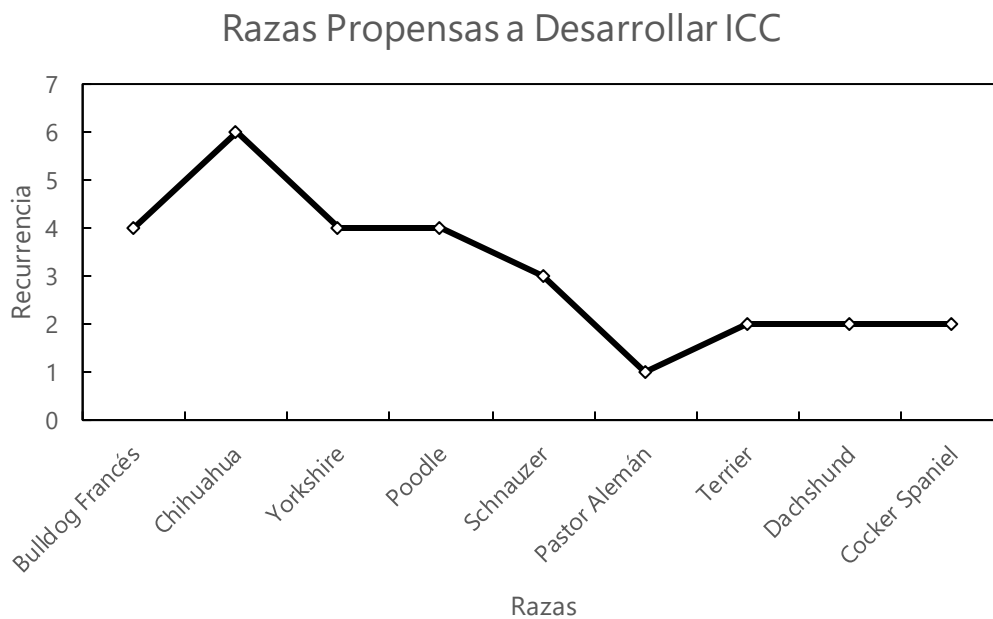


Ilustración 7: Razas de Perros con ICC

Fuente: Elaboración propia.

Los perros con ICC suelen presentar diversos síntomas que provocan sospecha en los médicos veterinarios, siendo el más frecuente, la dificultad para respirar (ver Ilustración 8). Cuando un perro sufre de ICC suelen tener fuga de sangre en los pulmones, lo que, provocaría una sensación de pesadez que le impide respirar apropiadamente. A simple vista, es uno de los síntomas más notorios, junto con la tos, jadeos, cansancio y letargo, algunos provocados por la misma dificultad para respirar. Sin embargo, otros síntomas relevantes deben ser detectados a través de exámenes asistidos por equipos médicos.

Los equipos médicos empleados en el diagnóstico de la ICC se utilizan para verificar la frecuencia cardíaca, variación del ritmo cardíaco, ascitis, y oxígeno en la sangre. En la encuesta se les consultó a los doctores qué tratamiento se les brindaba a estos pacientes, ya sea diagnóstico o terapéutico (ver Ilustración 9). Se mencionó el ecocardiograma como alternativa al electrocardiograma; debido al precio, los doctores indicaron que es la forma más eficiente de obtener la información necesaria para el diagnóstico.

Dos centros veterinarios mencionaron dos medicamentos que se les suelen recetar a los pacientes para tratar esta condición cardíaca, siendo éstos: Cardial y Primocar. De los médicos entrevistados, cinco reconocen que no pueden dar un tratamiento específico para la misma condición cardíaca, ya que, se deben evaluar todos los aspectos de cada caso individual antes de brindar un tratamiento.

Síntomas Presentes en Perros con ICC

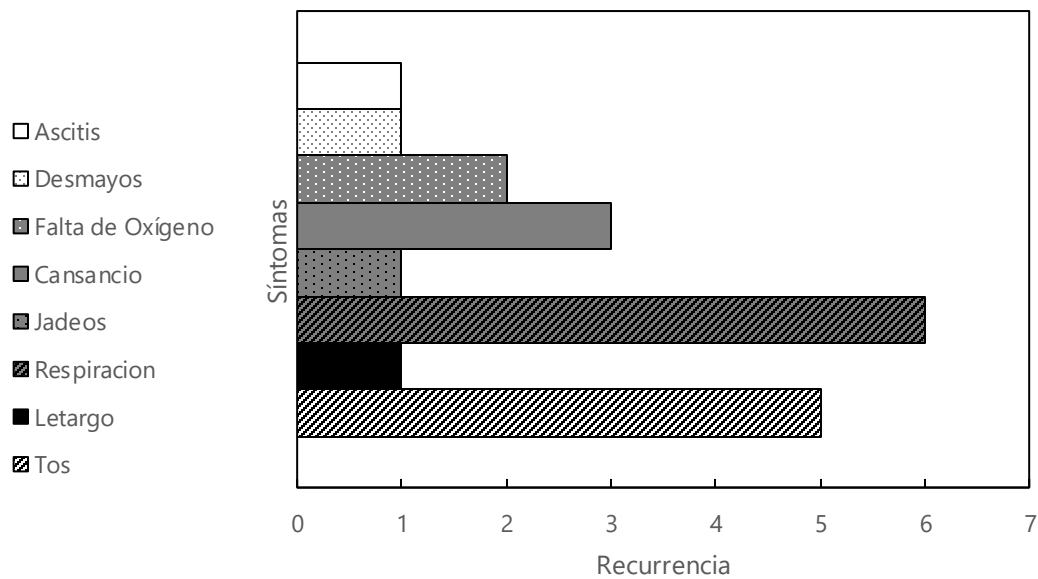


Ilustración 8: Síntomas Frecuentes en Pacientes con ICC

Fuente: Elaboración propia.

A los doctores se les presentó la idea del prototipo, se les mencionó cuál es su propósito y seguidamente, se les consultó qué necesidades debía satisfacer (ver Ilustración 10). Mencionaron múltiples características, entre las cuales, una interfaz intuitiva fue la que tuvo mayor presencia. Los médicos veterinarios resaltaron la necesidad de una aplicación fácil de usar para los dueños, aspecto que se volverá a ver en las preocupaciones de emplear este producto.

La medición de oxígeno en la sangre fue el segundo más recurrente, ya que, como se puede ver en los síntomas, es un indicativo de la presencia de ICC. Con la misma frecuencia que la medición de oxígeno en sangre, se encuentra la fuerza de adhesión del dispositivo. Entre otros parámetros que se recomienda agregar, se encuentra la presión sanguínea y la variación del ritmo cardíaco. La presión sanguínea puede ser un indicador de la presencia de ICC, ya que, al no bombear apropiadamente la sangre, hay menor cantidad en los vasos sanguíneos generando presión. Una doctora ha mencionado que la variación del ritmo cardíaco podría ser un parámetro más significativo que la frecuencia cardíaca en el diagnóstico de ICC.

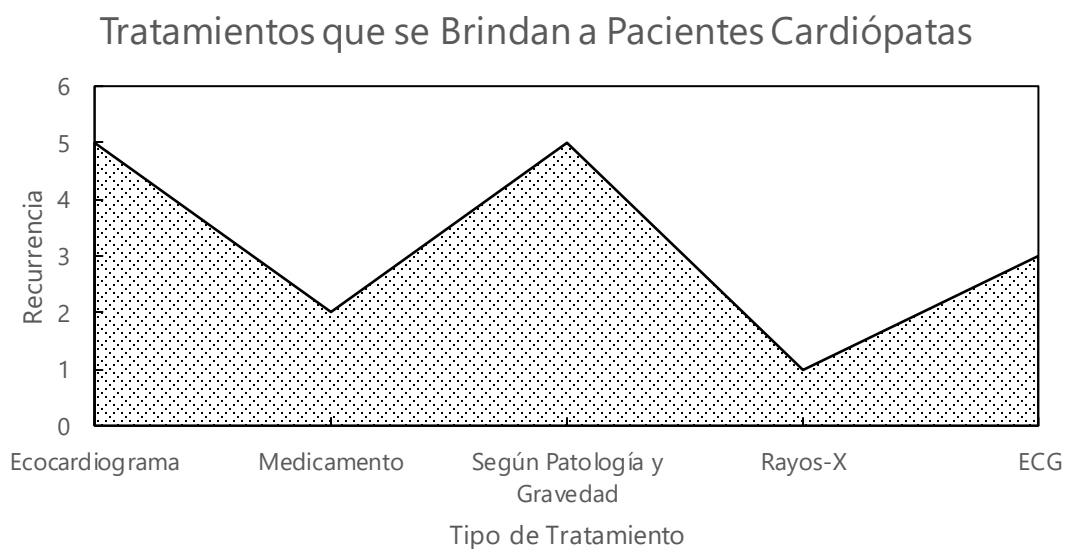


Ilustración 9: Tecnologías para Diagnóstico y Tratamiento de Afecciones Cardíacas

Fuente: Elaboración propia.

Se les consultó a los doctores qué preocupaciones les generaría emplear este producto con sus pacientes, y su mayor preocupación es la reacción que tendrán los perros frente al dispositivo (ver Ilustración 11). Otras preocupaciones son la resistencia a líquidos, a impactos y la comprensión por parte del usuario.

Como se pudo ver en las necesidades que debe cubrir el producto, los doctores se ven preocupados por los dueños de las mascotas. Consideran que explicar el funcionamiento y la interpretación de los datos podría representar un reto, por lo que, desean que la interfaz sea lo más amigable a los usuarios como sea posible. A su vez, los doctores conocen a sus pacientes, lo que no los hace dudar que el dispositivo podría someterse a tratos rudos por

parte de los perros. Les preocupa que el dispositivo se moje o que reciba golpes debido a la naturaleza juguetona de los perros.

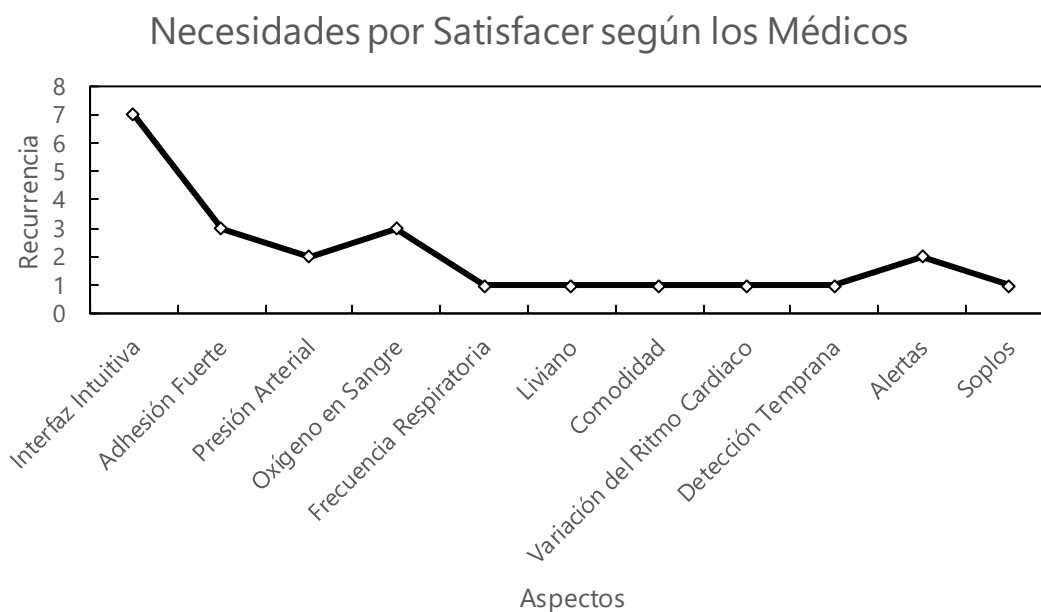


Ilustración 10: Necesidades por Satisfacer

Fuente: Elaboración propia.

Para dar seguimiento a la preocupación que demuestran los doctores por la reacción de los perros al producto, se les consultó qué reacción consideran que tendrían (ver Ilustración 12). Los doctores consideran que la reacción más común sería que intentaran quitárselo. A pesar de que, muchos perros son disfrazados, o usan arneses de manera seguida, muchos aún se sienten incómodos con objetos ajenos a su cuerpo. Incluso mencionaron que es muy común que se retiren los collares isabelinos o “conos de la vergüenza”, por lo que, es comprensible que un objeto pequeño les cause preocupación.

Otros mencionaron que es muy común que los perros se coman diversos objetos, lo que les provoca inseguridad. Una doctora mencionó que suelen temerles a objetos ajenos y que podría ser una reacción común en primera instancia. Finalmente, dos médicos consideran que al ser un producto en el cual presenten mayor interés los dueños de perros con ICC, el perro no presentará resistencia. Como se pudo ver en los síntomas comunes, los perros con ICC suelen cansarse con frecuencia y presentan letargo, de modo que, no cuentan con la energía necesaria para oponerse a su uso.

Se finalizaron las entrevistas consultando a los doctores qué pruebas les proporcionarían seguridad de emplear y recomendar el producto (ver Ilustración 13). Como es de esperarse, poder confirmar que los datos recopilados son exactos es lo que consideran más importante. Los médicos veterinarios han indicado que los datos deberían compararse con los obtenidos por un ECG regular y sus mediciones manuales. Contar con una muestra amplia es un aspecto que también les brindaría seguridad de que el producto es fiable. Otros aspectos relevantes mencionados fueron: seguridad eléctrica, efectos secundarios y la claridad de la señal.

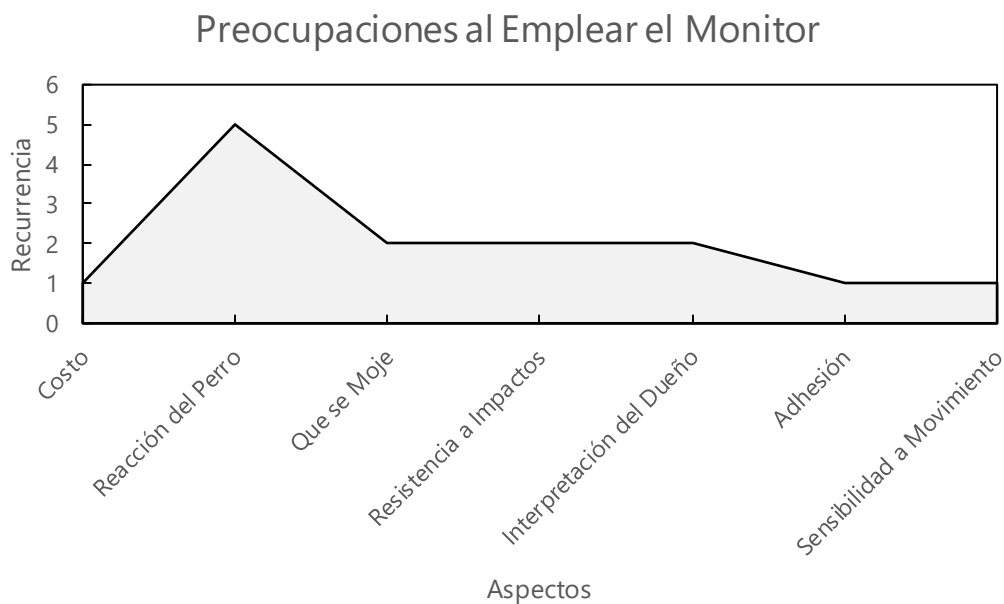


Ilustración 11: Preocupaciones de Emplear el Prototipo

Fuente: Elaboración propia.

El prototipo está conformado por componentes eléctricos, por lo que, es comprensible que se busque un comprobante de que no habrá fugas de corriente que dañen al perro. Asimismo, siendo que el prototipo irá adherido a la piel del perro, la irritación de la piel puede ser una fuente de preocupación, al igual que otros efectos secundarios, como calor despedido. Finalmente, la señal recibida podría no ser clara debido a los movimientos bruscos de los perros, ya sea, por artefactos de movimiento o falla de contacto del electrodo.

Posible Reacción de los Perros según los Médicos

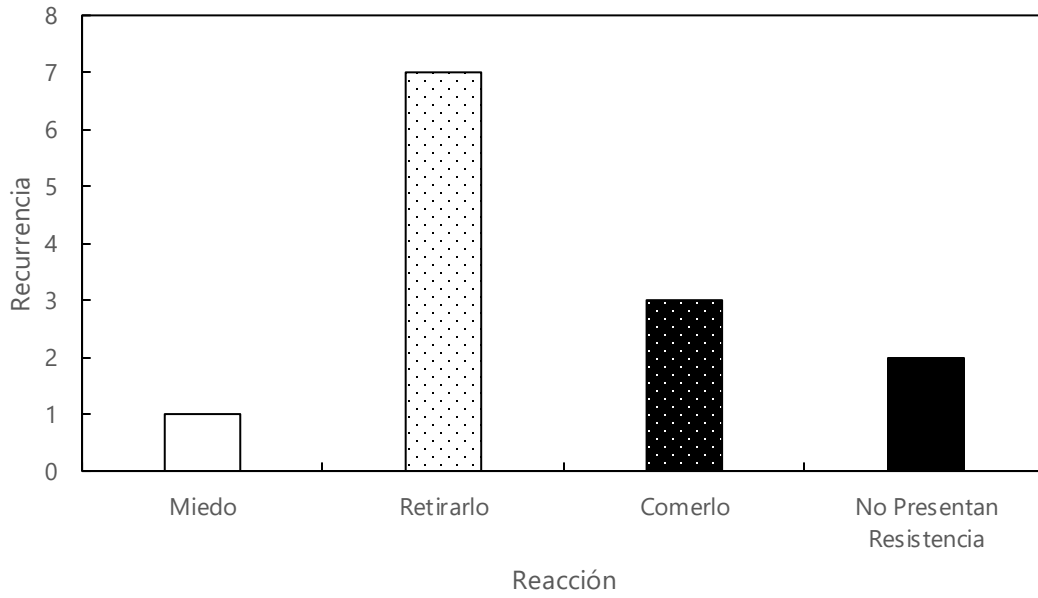


Ilustración 12: Reacción de los Perros al Prototipo

Fuente: Elaboración propia.

Pruebas de Fiabilidad según los Médicos

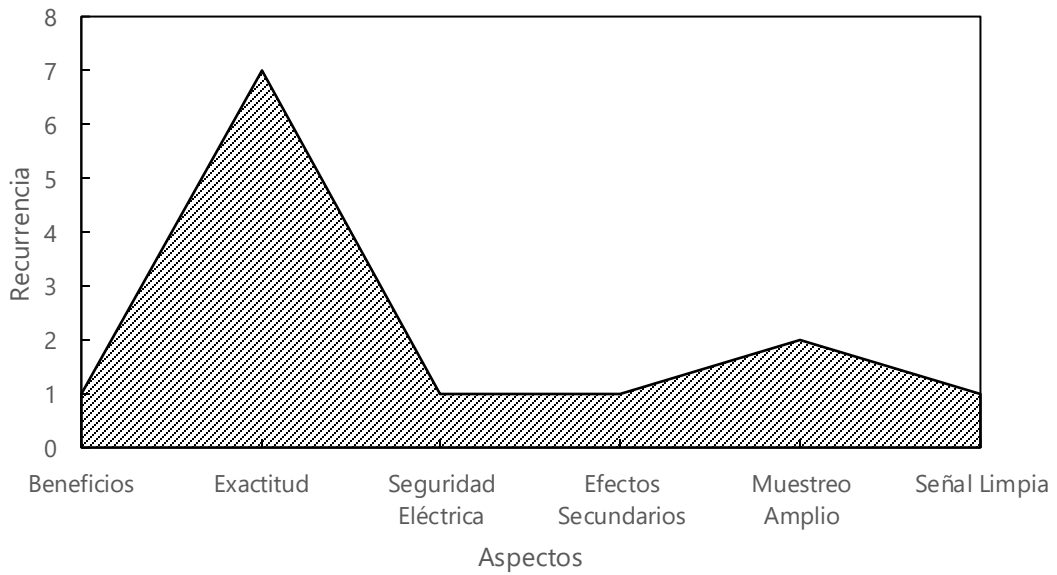


Ilustración 13: Pruebas de Fiabilidad del Prototipo

Fuente: Elaboración propia.

5.2. ENCUESTAS A DUEÑOS DE PERROS

Se realizó una encuesta a 75 personas que tienen al menos un perro como mascota. La encuesta consistía de 12 preguntas relacionadas a su opinión sobre el prototipo desarrollado en esta investigación.

Se comenzó preguntándoles si tenían al menos un perro como mascota, con el fin de descartar a aquellos que no proporcionarían la información necesaria. Así, de 86 participantes, el total de encuestas se reduce a 75. A las personas restantes se les preguntó qué edad tenían sus mascotas, éstas se han clasificado en 4 etapas de la vida de un perro (ver Ilustración 14). La etapa de la vida presente con mayor frecuencia en los perros de SPS, ha sido la etapa adulta, la cual comprende edades de 3 a 7 años cumplidos.

Según información recibida de los médicos veterinarios, los perros más propensos a sufrir de ICC son aquellos en etapa geriátrica, es decir, mayores a 7 años. Esto sostiene el motivo detrás de la salud de sus perros, en adición a las razas a las que pertenecen.

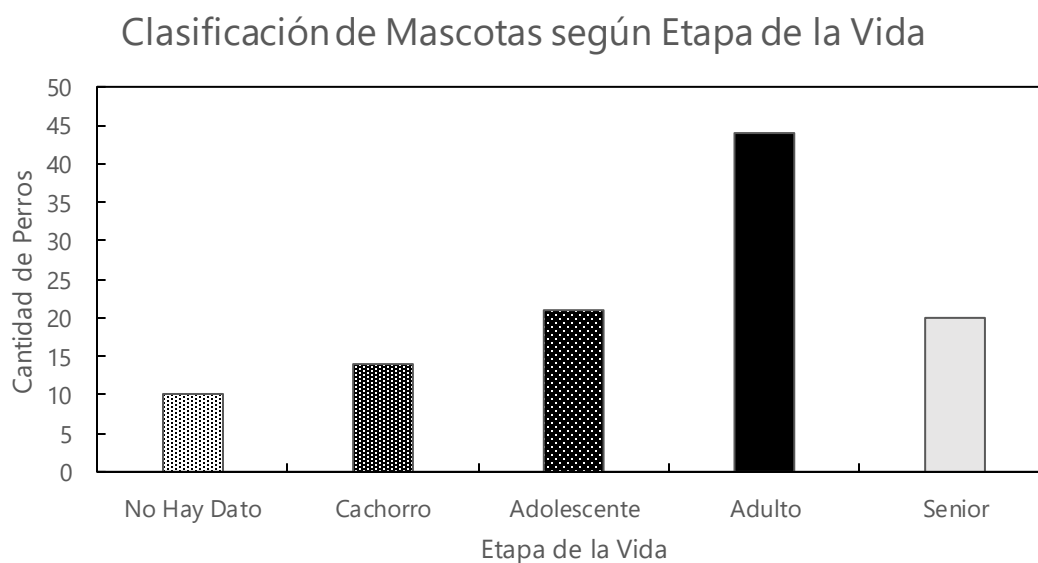


Ilustración 14: Cantidad de Sujetos por Etapa de la Vida de un Perro

Fuente: Elaboración propia.

Se les consultó qué raza de perro tenían, las opciones mostraban las razas de los resultados obtenidos con los doctores junto a otras razas como: Bóxer y Perro Salchicha (ver Ilustración 15). Adicionalmente, se incluyeron dos opciones de "raza pequeña" y "raza grande". Se obtuvo que únicamente 10 perros formaban parte de las razas propuestas, siendo éste un 13.33%. El resto de encuestados tenían una mayor cantidad de razas grandes, lo que explica

la poca recurrencia de las razas propuestas. De las razas más susceptibles a sufrir de ICC, el más recurrente fue el Cocker Spaniel. Otras razas presentes fueron el Bóxyer y el Perro Salchicha.

Razas Frecuentes de las Personas Encuestadas

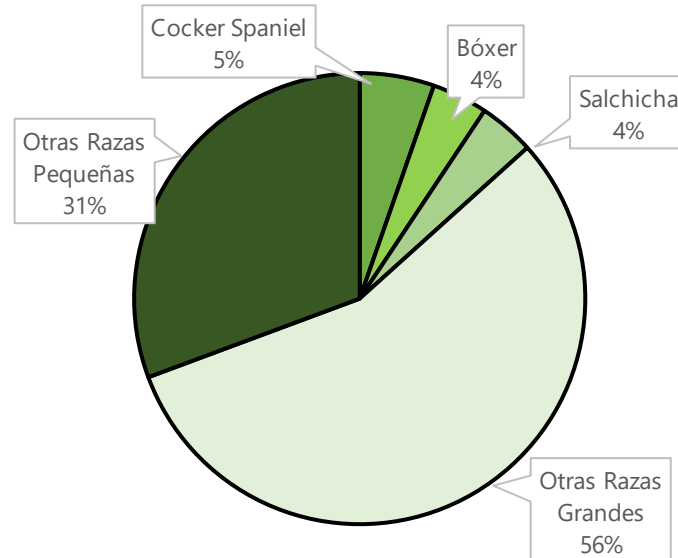


Ilustración 15: Razas Pertenecientes a los Encuestados

Fuente: Elaboración propia.

Posteriormente se le consultó a la totalidad de la muestra si eran conscientes de que algunos perros son más propensos a sufrir de enfermedades cardíacas (ver Ilustración 16). Fueron más las personas que desconocían el dato, conformando el 92% de los participantes. Seis personas en total estaban al tanto de esta información; tres de ellas, por ser dueñas de alguna de las razas, el resto lo conocía con fines informativos.

Algunos doctores mencionaron que el desarrollo de ICC se debe a la falta de detección temprana de las enfermedades. Lo que nos lleva a preguntarles a los participantes con cuánta frecuencia llevan a sus mascotas a los centros de salud veterinarios (ver Ilustración 17). El 80% de las personas fallan en visitar al veterinario de forma rutinaria, llevando a sus mascotas a revisiones médicas de 1 a 4 veces al año. Los doctores han expresado su descontento con la falta de cuidado que se les da a los perros. Treinta de los participantes mencionaron que no es prioridad visitar al médico veterinario y únicamente asisten si su mascota presenta síntomas de alguna enfermedad.

Se considera de interés cuál es el motivo por el cual las personas visitan el consultorio veterinario de manera seguida o poco frecuente. La siguiente pregunta que se les realizó a los

encuestados fue el motivo de las visitas, si lo visitaban con cierta cantidad de veces a qué se debía (ver Ilustración 18). Se analizaron las respuestas obtenidas de dos formas, aquellos que consideran que las visitas al veterinario son suficientes y aquellos que consideran que no lo visitan con frecuencia. Del total de los encuestados, veinte personas estaban conscientes de la poca frecuencia con la que llevaban a sus mascotas a revisión médica. Mencionaron que se debía a los siguientes factores: hay un veterinario en casa, poca susceptibilidad a enfermarse y por temas de presupuesto o tiempo.

Consciencia sobre la Predisposición a Sufrir ICC

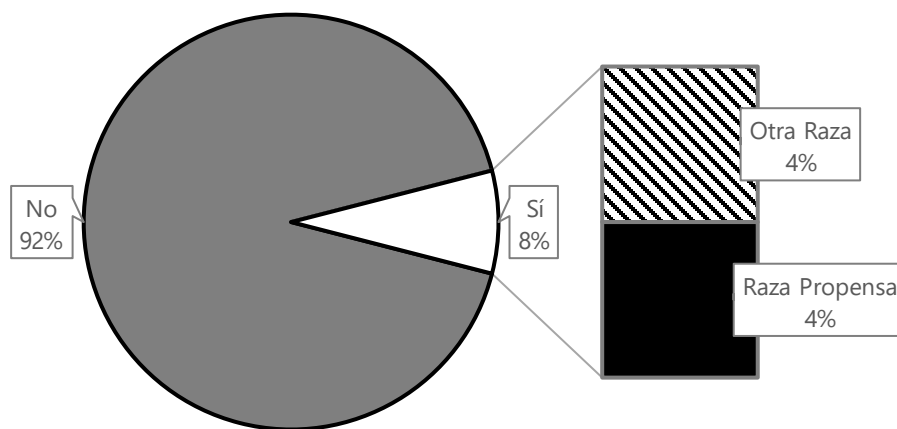


Ilustración 16: Consciencia Sobre Razas Propensas a Enfermedades Cardíacas

Fuente: Elaboración propia.

Tener un veterinario en casa evidentemente reducirá las visitas al centro de salud, pues se podrá determinar si la situación lo amerita antes de presentarse al consultorio. Resulta sorprendente, de cierta forma, que el presupuesto no se haya presentado en las declaraciones de más participantes. Se puede deber tanto a la muestra seleccionada como a la consciencia de las personas sobre lo que conlleva mantener una mascota. Finalmente, las personas consideran que no es necesario invertir tiempo y recursos en visitas innecesarias, por lo que únicamente asisten si es preciso.

Al los demás encuestados se les consultó qué los motivaba a visitar al veterinario con la frecuencia que lo hacían (ver Ilustración 19). El mayor motivante para realizar visitas médicas fue cumplir con el esquema de vacunas de sus perros. Con un número de recurrencia menor, se encuentran la desparasitación y revisiones de rutina. Esta motivación se pudo apreciar más

en aquellos que visitaban los centros de salud de manera mensual o parcial. El aseo de la mascota también tuvo presencia, aunque no sea un motivo de salud. Las garrapatas, alergias e infecciones se vieron en menor medida, representando menos del 9%.

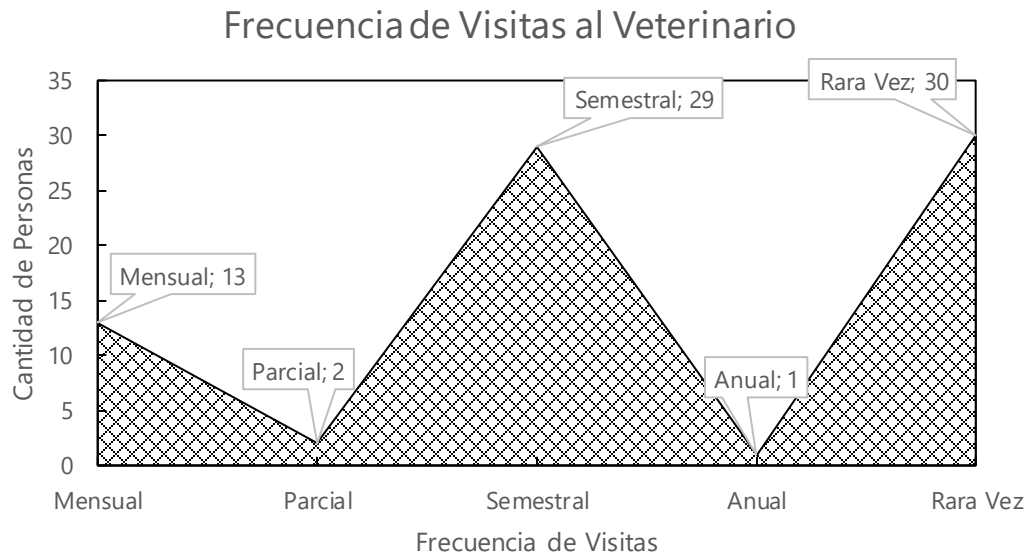


Ilustración 17: Frecuencia con la que las Personas Llevan a sus Mascotas al Veterinario

Fuente: Elaboración propia.

Se preguntó a los participantes si estarían interesados en un dispositivo de monitoreo de frecuencia cardíaca canina que les permitiera visualizar la información desde una aplicación móvil. El 87% (sesenta y cinco encuestados) mostró interés en el producto, mientras que el resto mencionaron que no tenían interés en él. Esto debido a que lo consideran innecesario y prefieren no invertir si su mascota no lo precisa. Los doctores tienen dudas sobre el producto; conocen a los dueños de mascotas y son conscientes de que no siempre siguen sus recomendaciones.

A los encuestados se les brindó una explicación breve y concisa de las funciones y propósito del prototipo que se está desarrollando. A continuación, se les consultó qué factores consideran decisivos al adquirir un producto como tal (ver Ilustración 20). Más del 40% mencionaron que lo único que toman en cuenta es que el producto cumpla con lo que se espera.

En menor medida, pero aún con frecuencia, se menciona la resistencia a impactos y su precio. Las personas parecen mostrar interés, sin embargo, es posible que lo pierdan si el precio es elevado. A su vez, parecen preocuparse del trato que recibirá el dispositivo de parte

de sus mascotas, por lo que, la resistencia es un factor a considerar previo a una compra. Otros factores mencionados incluyen: exactitud de la información, si es cómodo para el uso de su mascota, si la interfaz de usuario es fácil de utilizar y el tamaño del dispositivo.

El tamaño del dispositivo genera preocupación en las personas por dos motivos. Como se ha mencionado, los perros tienden a comer objetos que no deberían, de modo que, si es pequeño, lo vuelve más propenso a ser comido por la mascota. En caso contrario, si es grande, interfiere con las actividades del perro, en otras palabras, se vuelve incómodo, factor que es relevante para los dueños.

Razones por las que no se Visita Frecuentemente al Veterinario

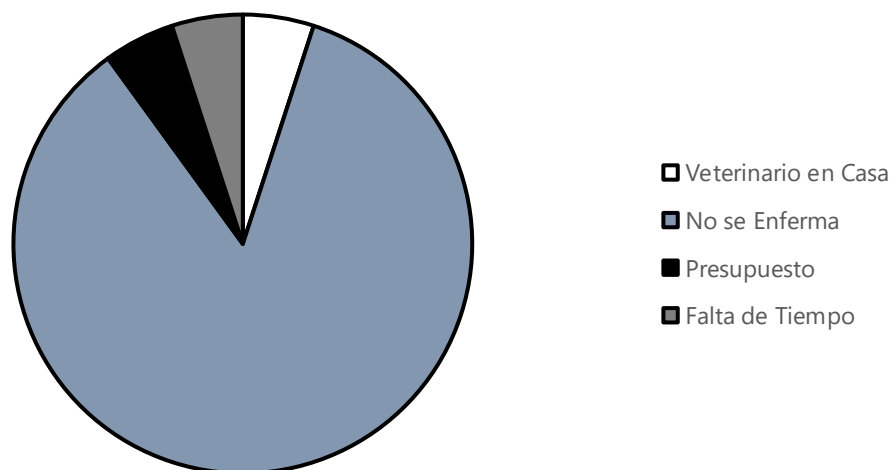


Ilustración 18: Razones por las que no se Visita al Veterinario con Frecuencia

Fuente: Elaboración propia.

Siendo que la comodidad del perro es de interés para los dueños, se consultó si rasurar el pelaje de su mascota sería un inconveniente. Se les explicó que podría ser necesario rasurar parte del pelaje de su mascota para asegurar el contacto del sensor con la piel del perro y obtener una mejor adhesión del dispositivo.

El 65% (cuarenta y nueve personas) de los participantes mencionaron que no representaría un inconveniente. Consideran que es un aspecto aceptable a cambio de monitorear el estado cardíaco de su mascota. Dos personas mencionaron que sí representaría un inconveniente, debido a que su mascota es de piel sensible. El resto de participantes no brindaron una razón concreta por la cual sería un inconveniente rasurar parte del pelaje de su mascota.

Finalmente, se les consultó si existen funcionalidades que agregarían al prototipo (ver Ilustración 21). La función más solicitada fue un sistema de posicionamiento global (GPS). No es inesperado, ya que, actualmente existen collares que detectan la actividad de los perros e incluyen GPS. Otras funciones que agregarían sería la medición de presión arterial, estrés, fiebre y aspectos técnicos como batería solar y recordatorios programables en la aplicación. Entre los aspectos con menciones únicas se encuentran: medición de temperatura, comunicación remota, registro de actividad, registro de sueño y almacenamiento de registros.

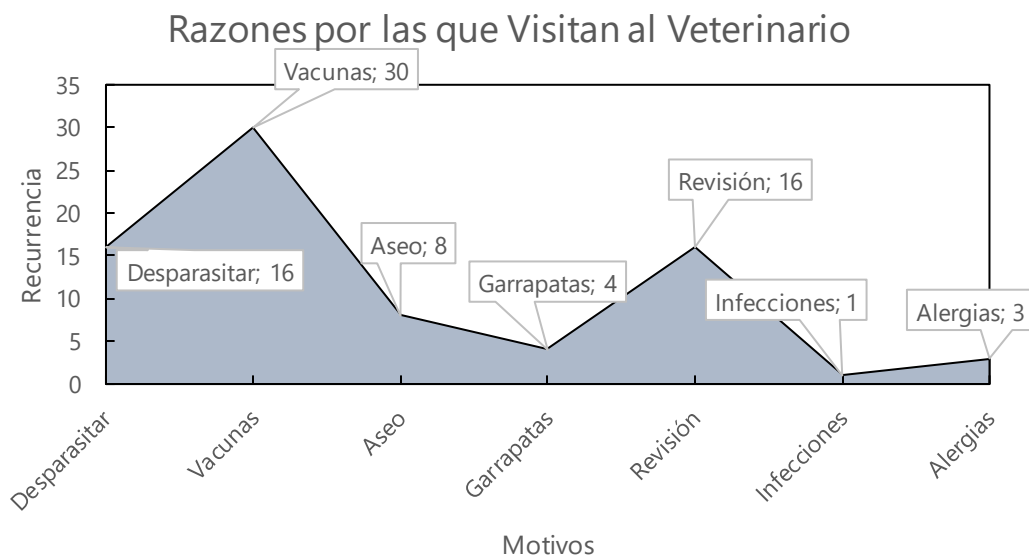


Ilustración 19: Razones por las que se Visita al Veterinario

Fuente: Elaboración propia.

Factores que las Personas Consideran al Adquirir Productos Similares

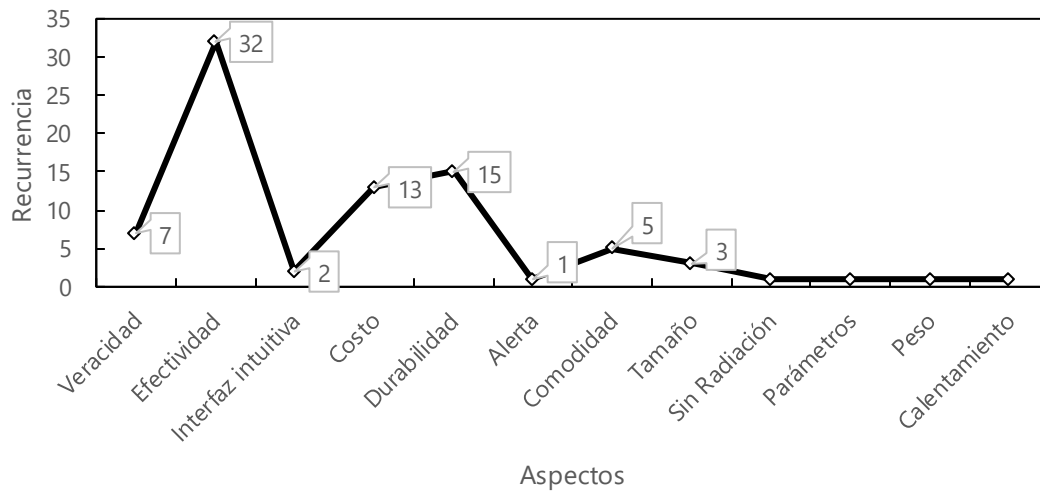


Ilustración 20: Factores Decisivos en la Compra de Productos Similares

Fuente: Elaboración propia.

Funciones que Agregarían al Monitor

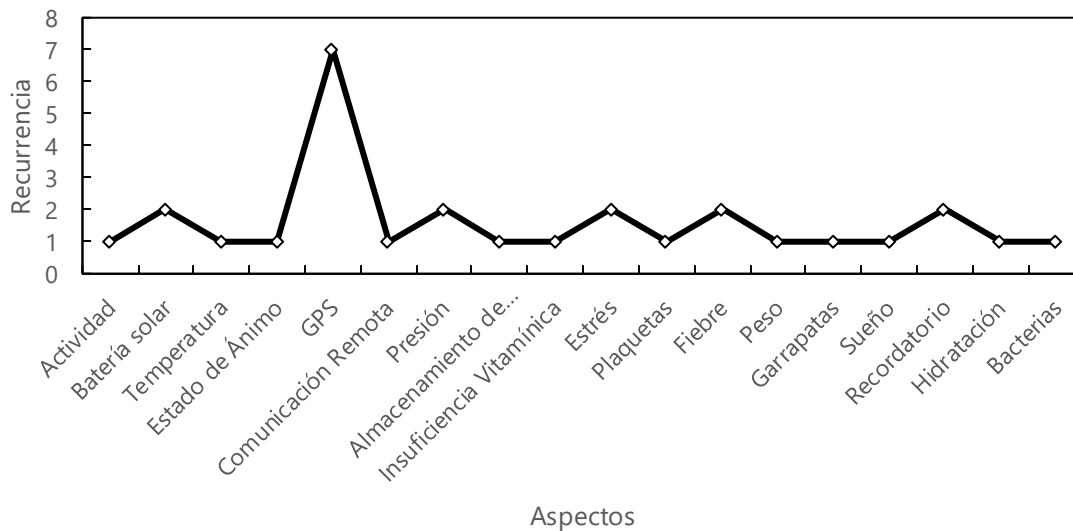


Ilustración 21: Funciones que Agregarían

Fuente: Elaboración propia.

5.3. MONTAJE DEL SISTEMA

En esta sección se detallan las conexiones, componentes y sus correspondientes especificaciones, empleados en el desarrollo del prototipo. En el Anexo 3 se pueden visualizar los instrumentos mencionados.

5.3.1. RECOLECCIÓN DE SEÑALES

5.3.1.1. *Electrodos*

Los electrodos son los que tienen contacto con la piel del sujeto, el gel permite la transmisión de las señales. Los electrodos desechables empleados son tamaño pediátrico (23mm x 33mm), con superficie adhesiva, gel conductivo y base de espuma.

5.3.1.2. *Módulo ECG AD8232*

Para la recolección de bioseñales (actividad eléctrica del corazón) se ha empleado un módulo ECG. Posee las siguientes características: Tres configuraciones de electrodos, alimentación operacional de 2V - 3.5V, dimensiones de 3.5cm x 3cm (largo x ancho) tasa de rechazo de 80dB, filtro RFI interno, filtro pasa-altas ajustable, filtro pasa-bajas ajustable, buffer de referencia aterrizado virtualmente y amplificador RDL con ganancia de 100.

5.3.1.3. *Arduino Nano 33 BLE Sense Rev2*

El microprocesador utilizado en el desarrollo del prototipo fue un Arduino Nano con conectividad bluetooth. Cuenta con las siguientes especificaciones: chip nRF52840, memoria de 1MB, interfaces USB, SPI, I2C, I2S y UART, el voltaje de operación es de 3.3V, se puede alimentar vía USB con 5V o alimentación externa desde 4.5V hasta 21V. Cuenta con 14 pines digitales, 8 pines analógicos y 6 PWM. Las dimensiones del dispositivo son 18mm x 45mm (largo x ancho).

5.3.1.4. *IMU MPU9250*

La IMU implementada está conformada por un acelerómetro, giroscopio y magnetómetro de 3-ejes, consiguiendo una IMU de 9-ejes. Incluye comunicación primaria de I2C y SPI, además de comunicación secundaria de I2C. La información es procesada por un núcleo de procesamiento digital de moción (DMP).

5.3.2. ARQUITECTURA DEL MONITOR

5.3.2.1. *Soldadura*

Los componentes se han soldado utilizando estaño, jumpers, cautín, flux y cúter. Se les han removido las puntas a los jumpers con el cúter para acceder a las hebras de cobre. Se han enrollado las hebras de cobre en las patitas correspondientes en los componentes. Con el cautín se ha colocado el estaño para conectar ambas partes sin perder la conductividad, el flux ha facilitado el uso del estaño. Con un multímetro se ha revisado la continuidad de las conexiones. En Anexo 4, se puede encontrar el esquemático del circuito.

5.3.2.2. *Base*

La base consiste en un molde de resina epóxica de composición 1:1. Sostiene todos los componentes juntos sin interrumpir la conductividad de las conexiones, ya que, es un aislante eléctrico. Los componentes se han dejado parcialmente descubiertos por la resina para permitir la emisión de calor de los microcontroladores, en su lugar, se han cubierto con pasta térmica para favorecer el intercambio de calor. La pasta térmica empleada tiene las siguientes propiedades: conductividad térmica mayor a 1.93 W/m-K, impedancia térmica menor a 0.225 °C-in²/W, temperatura de operación desde -30°C hasta 300°C. Su composición es de 25% silicona, 50% carbón y 25% óxido de metal.

5.3.2.3. *Carcasa*

La carcasa se ha diseñado para encajar con el molde de resina, está hecho de PLA, material conocido por su flexibilidad. Estas propiedades fueron aspectos decisivos en la selección del material, ya que, es compatible con las necesidades del prototipo, el cual debe resistir impactos y adaptarse al molde.

5.3.2.4. *Alimentación*

El prototipo recibe alimentación de dos baterías de litio CR2032. Las baterías se introducen en un contenedor con interruptor de encendido y apagado. Las baterías son de 3V cada una, por lo que proveen al sistema con 6V. El contenedor tiene las siguientes dimensiones: 53mm x 24mm x 6mm (largo x ancho x grosor). Las baterías tienen 20mm de diámetro y 3.2mm de grosor.

5.3.2.5. *Adhesión*

El dispositivo se adhiere a la piel del sujeto con cintas adhesivas doble cara desechables. Las cintas están hechas de poliuretano, son conocidas por ser fuertes y resistentes al agua, de modo que no se sueltan con facilidad. Las cintas son hipoalergénicas para no dañar la piel de los sujetos y presentan una superficie curva que favorece a la adhesión.

5.4. PROGRAMACIÓN

En el Anexo 5, se puede encontrar la programación empleada para la detección y conteo de latidos y detección de moción y rangos de interés, mas no para la base de datos de comportamiento canino. Dicha base de datos se puede encontrar en el artículo original, citado en las referencias de esta investigación.

5.4.1. LECTURA DE LA SEÑAL DE ECG

En Matlab, es necesario instalar un paquete de compatibilidad con hardware Arduino. Se debe crear un objeto de Arduino para que la interfaz reconozca el dispositivo.

Se crean el resto de variables a utilizar, en este caso, se desea realizar una lectura continua de un minuto, así que, se establecen variables acorde. La muestra define la cantidad de veces que se repetirá el ciclo de lectura de la señal, la duración determinará cuando se completará la medición en segundos y la ventana de muestras serán los datos que se muestran en la gráfica generada.

De igual forma, se declara la variable que almacenará las lecturas del ECG – matriz con valores de cero para ser reemplazados en cada ciclo – junto a la configuración de la salida de voltaje que alimentará el módulo. Se está utilizando un pin PWM en lugar de la conveniente salida de 3.3V del Arduino, ya que, éste se está ocupando para alimentar la IMU.

A continuación, se crea la figura, ésta se almacena en otra variable que será de utilidad para su alteración con el comando "set" posteriormente. Adicionalmente, se colocan las etiquetas de los ejes y título de la gráfica. El ciclo principal que tomará las medidas consiste en un "for" donde la variable toma valores desde 1 hasta la cantidad de muestras definida. Se han definido 1500, para realizar medidas durante un minuto completo, el tiempo de estas muestras varía según la velocidad de procesamiento de Matlab, por lo que, muestras entre 1200 y 1500 son recuperadas.

Antes de iniciar el ciclo se coloca un "tic", para iniciar un cronómetro que lleve registro del tiempo durante el cual se recolectan las muestras. Al final de ciclo se coloca un "if", donde se evalúa el tiempo transcurrido con un "toc", y cuando el tiempo alcanza 60 segundos, el ciclo se rompe, independientemente de la cantidad de muestras tomadas. Las muestras se obtienen con el comando "readVoltage", se especifica de qué objeto obtendrá la muestra y qué pin, luego se almacena en un vector.

Para lograr el desplazamiento de la gráfica de acuerdo a los valores en tiempo real, se utiliza "set" para actualizar los valores en el eje-y según los valores máximos y mínimos de las muestras. Ya que, se desean ver las últimas 60 muestras adquiridas, se crea un "if" donde se evalúa si el valor de "i" ha sobrepasado las 60 muestras y de ser así, los valores y las muestras en el eje-x muestran la última muestra adquirida desplazando las previas. Finalmente, se utiliza "drawnow" para actualizar la figura. Para proceder con el contador de latidos, se almacena el minuto de muestras en la variable "ecg_signal" fuera del ciclo.

5.4.2. CONTADOR DE LATIDOS POR MINUTO

Para contar los latidos, se ha empleado el algoritmo de Pan-Tompkins (Pan & Tompkins, 1985) implementado en Matlab por Hooman (Sedghamiz, 2014). Es necesario descargar la función para hacer uso de la misma en cualquier Script, almacenarla con el mismo nombre de la función y en la misma carpeta que el Script a desarrollar.

La función retorna dos valores, se almacenan en dos variables distintas, y se declaran los valores que se implementarán en el código "ecg_signal" y la frecuencia de muestreo. Se ha obtenido la frecuencia con base en el teorema de Nyquist (1924), la cual establece que la frecuencia de muestreo debe ser al menos el doble de la frecuencia más alta presente en la señal original. En este caso, la señal más alta a conservar es de 50Hz, por lo que, la señal de muestreo se ha establecido como 100.

El algoritmo de Pan-Tompkins consiste en 6 pasos, un filtro pasa bandas definido entre 0.5 – 50Hz, para conservar únicamente los complejos QRS. Posteriormente, se calcula la derivada para identificar las pendientes, siendo que los picos tienen cambios bruscos en las pendientes, y luego se eleva la señal al cuadrado para eliminar negativos.

Se aplica un filtro de media móvil, el cual obtiene un punto promedio entre de cada dos muestras, para suavizar la señal. Los picos se encuentran con el comando "findpeaks", se establecen los valores donde los picos son aceptables, aquellos mayores a la media de la señal

suavizada. Finalmente, para eliminar falsos positivos, se utilizan las ubicaciones encontradas en la señal suavizada para encontrar los picos en la señal original.

Para contar los latidos con base en los picos encontrados, se crea una nueva variable, en un ciclo "for", para confirmar la existencia de éstos, se evalúa si se han encontrado y se almacenan en la variable creada. Con el comando "thingSpeakWrite" se envía el valor de esta variable al canal creado en ThingSpeak, donde se almacenan los latidos por minuto.

5.4.3. DETECCIÓN DE MOCIÓN

Para utilizar la IMU MPU9250 es necesaria la función "mpu9250", para la cual es preciso instalar la librería I2C en el Arduino a utilizar.

Al guardar la variable de Arduino anteriormente, únicamente se configura uno de los pines como entrada y se almacena el IMU en una variable. En la función "mpu9250" se solicita la variable que almacena el Arduino, el bus – si es distinto de 0 – y la dirección I2C, la cual requiere de dos valores, uno para adquirir la información del acelerómetro y giroscopio y la segunda para adquirir la información del magnetómetro.

Seguidamente se declaran las variables a utilizar. Se crean matrices con valores de cero para almacenar los valores de la aceleración y velocidad medidos, el tamaño será de la muestra definida anteriormente. Siendo que se desea permitir modificar los parámetros según cada mascota, se crean las variables con las que se delimitan las capacidades de cada uno. Asimismo, el umbral con el que se compara la desviación estándar que se desea considerar.

Se crea un ciclo "for" para adquirir las señales de aceleración y velocidad. Para graficarlas se crean dos subplots. Para adquirir las señales de la IMU se usan los comandos "readAcceleration" para la aceleración y "readAngularVelocity" para la velocidad.

5.4.4. DETERMINAR RANGOS DE INTERÉS

Para determinar cuando el perro está ejercitándose se ha decidido utilizar la desviación estándar. Si se desea obtener la desviación de cada valor medido es necesario tener la desviación estándar y el promedio de los valores. Para obtener estos valores se usan las funciones "mean" y "std". Para guardar estos datos en nuevos vectores para usar, se insertan las funciones en ciclos "for".

Para obtener la desviación de cada valor se resta el valor original al promedio y luego se divide por la desviación estándar. De este modo, el resultado será 1 si el valor original está

en el límite de la desviación estándar, será menor si está dentro de la desviación estándar y será mayor si la ha sobrepasado. Se hacen dos ciclos "for", uno para recorrer las columnas y dentro de él un segundo que recorra las filas.

Para determinar por cuanto "tiempo" se ha ejercitado, se almacena la cantidad de valores que han sido superiores 1. Esto se puede lograr con el comando "find", se expresa la condición y encuentra todos aquellos que la cumplen, almacena los valores en la variable declarada.

Se emplea la misma técnica para contar los latidos, para contar las veces que se ha cruzado el umbral de cada variable. La función "isempty" de Matlab que actúe si la variable está vacía, al colocar la virgulilla (~) primero se le indica actúe si la variable no está vacía.

Finalmente, se debe enviar la información a ThingSpeak. Esta vez se especificará a qué campo deberá enviar la información, en este caso, segundo campo. Se realizaron tres escenarios con condiciones múltiples. En el primer caso, se envía un 2 si los contadores están por debajo de los límites establecidos o si la velocidad es baja y si la frecuencia cardíaca es alta. Esto quiere decir que la mascota tiene una alta frecuencia cardíaca en estado de reposo, el valor que se ha enviado desencadena una alerta en ThingSpeak.

En el segundo caso, si los contadores son altos o la velocidad es alta y la frecuencia cardíaca es alta, se envía un 1. Esto quiere decir que la mascota debe estar ejercitando y la frecuencia cardíaca alta no debe ser un motivo de preocupación. De no cumplirse las condiciones anteriores quiere decir que la frecuencia cardíaca es baja, por lo que, no se alerta por ICC.

5.4.5. INTERFAZ DE USUARIO

El sitio web ThingSpeak recibe información de Matlab, a través del comando "thingSpeakWrite". Se debe crear una cuenta en ThingSpeak; se pueden crear múltiples canales con distintos propósitos. Desde las vistas se puede encontrar el número de identificación del canal, y en la pestaña API Keys, una WriteKey. Ambos son necesarios para declarar la acción en Matlab.

Se han creado dos campos en un canal privado. El primero muestra en forma de gráfica los latidos por minuto obtenidos cada minuto, a este campo se le ha añadido un widget numérico, para facilitar la visualización del valor exacto. El segundo campo se ha creado para verificar el estado de actividad de la mascota y facilitar la creación de las alertas. En este campo,

se pueden visualizar únicamente 3 valores: cero, uno o dos. Al recibir un valor 2, se habría generado una alerta, indicando al dueño que se recomienda examinar a su mascota.

No se pudieron programar las alertas, se intentó enviar la alerta vía Twitter, pero la plataforma no reconoció ninguna de las 3 cuentas con las que se intentó establecer la conexión. Se intentó programar un ThingHTTP y enviar la alerta a través de un Prowl, pero esta aplicación no recibía la información del HTTP.

5.4.6. BASE DE DATOS

La base de datos que se deseaba utilizar en esta investigación se encuentra para descarga gratuita. El archivo contiene el Script principal, además de todas las funciones creadas para su correcto funcionamiento. De igual forma, contiene instrucciones para realizar un par de cambios a códigos inherentes de Matlab para adaptarse a las necesidades del Script principal. Finalmente, incluye la base de datos con la información de los perros involucrados en los experimentos y la información recopilada por los dos sensores que se les colocaron. Todo con el fin de permitir la recreación de los resultados originales.

Se deseaba hacer cambios en la base de datos para recibir la información recopilada de las pruebas de esta investigación, sin embargo, al ejecutar el código a modo de prueba, se presentó un error. El código fue realizado en 2018; Matlab ha eliminado o alterado comandos, por lo que, el código ya no podía usarse de la misma forma. El primer error que se presentó fue en el comando "apply2matrix", era un comando que aplicaba la función nombrada a cada elemento de una matriz; ya no existe en Matlab actual.

En *MathWorks* (2024), se encontró un comando equivalente "applyfun", se realizó el cambio en el Script y se ejecutó. A continuación, se presentó un error en la misma línea del código, esta vez con la función "movingVar", la cual se suponía aplicaba una desviación estándar móvil a la matriz nombrada. Se encontraron múltiples funciones relacionadas a la desviación estándar o varianza móvil de los valores. Se optó por usar "movstd", se determinó que obtendría resultados semejantes a los que habría conseguido la función "movingVar".

A su vez, se removió el comando "applyfun", ya que, la función actual "movstd" es capaz de aplicarse a todos los valores de la matriz por su cuenta. Así se continuó ejecutando el código para encontrar más funciones discontinuadas y reemplazarlas. Se encontró la función "runLength", función que identifica carreras de datos y devuelve dos valores. No se encontró una función equivalente en Matlab, sin embargo, se encontró la misma función

adaptada para versiones actuales de Matlab, por lo que se descargó y se implementó (Kelly, 2024).

No obstante, la función no permitía las condiciones originales, por lo que se dividió en dos líneas de código. La condición se almacenó en una variable, ésta se usó como la primera entrada de la función. La segunda entrada solicitaba una longitud máxima de las carreras a encontrar, no permitía dejarla vacía al ejecutarlo, el programa indicó que el valor no debía ser mayor a 10, por lo que se optó dejar el diez. El siguiente error encontrado fue el comando "numel", el cual fue fácilmente reemplazado por el comando "length".

Finalmente, se presentó un error en el Script de "cvpartitionInMemoryImpl", se debía colocar el método de partición para validación cruzada de los datos. Se colocó "resubstitution" por ser la de análisis más rápido, a lo que el programa indicó que no era un argumento válido, a pesar de ser una de las opciones que muestra el Script. Se intentó ejecutarlo una vez más con mayúscula ("Resubstitution"), pero el intento no fue exitoso. Se deseaba intentar con "LeaveOut", mas esto implicaría al menos dos intentos. En vista de que el código tardaba 3 horas y media en ejecutarse antes de encontrar otro error, se desistió de emplearlo en esta investigación, optando por el código original descrito anteriormente.

5.4.7. ESPECIFICACIONES DEL EQUIPO

La capacidad de procesamiento y ejecución del programa guarda una estrecha relación con las propiedades del equipo que se está usando. A continuación, algunas especificaciones.

Tabla 6: Especificaciones del Equipo

<i>Especificaciones del Dispositivo</i>	
<i>Procesador</i>	Intel® Core™ i5-1035GP1 CPU @ 1.00GHz 1.20GHz
<i>RAM</i>	8.00GB (7.69GB utilizable)
<i>Sistema</i>	Sistema Operativo de 64 bits, procesador x64
<i>Fabricante</i>	HP
<i>Especificaciones de Windows</i>	
<i>Edición</i>	Windows 11 Home Single Language
<i>Versión</i>	22H2
<i>Experiencia</i>	Windows Feature Experience Pack 1000.22687.1000.0

Fuente: Configuración del Sistema.

5.5. PRUEBAS CON SUJETOS

Se han realizado 7 pruebas con distintos perros de distintas razas para verificar el funcionamiento adecuado del prototipo. En Anexo 6 se pueden encontrar las imágenes de los sujetos portando el monitor. A continuación, datos sobre los sujetos.

Tabla 7: Información de los Sujetos de Prueba

Raza	Peso	Sexo	Edad	Lectura	Posición	Tiempo	ICC
<i>Schnauzer</i>	2kg	Hembra	3 meses	65 bpm	Centro	3min	No
<i>Cocker Spaniel</i>	10.8kg	Hembra	1a 6m	62 bpm	Izquierda	1min	No
<i>Rottweiler / Labrador</i>	30.91kg	Macho	5 años	67 bpm	Izquierda	3min	No
<i>Golden Retriever</i>	31.36kg	Hembra	2 años	90 bpm	Izquierda	1min	No
<i>Mestizo / San Bernardo</i>	28kg	Macho	14 años	62 bpm	Izquierda	3min	No
<i>Bulldog Francés</i>	11kg	Hembra	7 meses	54 bpm	Izquierda	1min	No
<i>Chihuahua</i>	5.8kg	Macho	10 años	92 bpm	Izquierda	2min	Sí

Fuente: Elaboración propia.

5.5.1. COMPOSICIÓN DEL ECG

La composición de los ECGs parece ser consistente entre las pruebas realizadas. La amplitud de las mediciones varía completamente en un rango de 0-3V. El ECG de los perros es bastante similar al de los humanos, con ocasionales diferencias en la onda T. En un ECG humano, la onda T se expande hacia los valores positivos, en el de un perro puede presentarse tanto hacia los valores negativos como los positivos (bifásica).

La composición de un ECG en perros puede variar según la posición, esto por la forma en que la transmisión eléctrica se verá reflejada si se recibe desde un punto concreto u otro. Según *La Red Nacional de Veterinarios de Uruguay (2022)*, tanto el complejo QRS como la onda P pueden presentar escotaduras, ondas con una deflexión que no cruza la línea base. Esto se ha podido apreciar en algunos segmentos de los ECGs tomados (ver Ilustración 22).

En el estudio "Smart Pet Clothing for Monitoring Health and Mood" la señal es bastante nítida, esto lo han logrado con electrodos personalizados de punta de cobre, el cual permite adquirir señal aún a través del pelaje. De manera similar, Marc Foster y sus colaboradores, han

usado electrodos personalizados de 3-6 puntas. Sus gráficas alcanzan un mayor grado de contraste entre las partes del ECG que las propuestas en esta investigación.

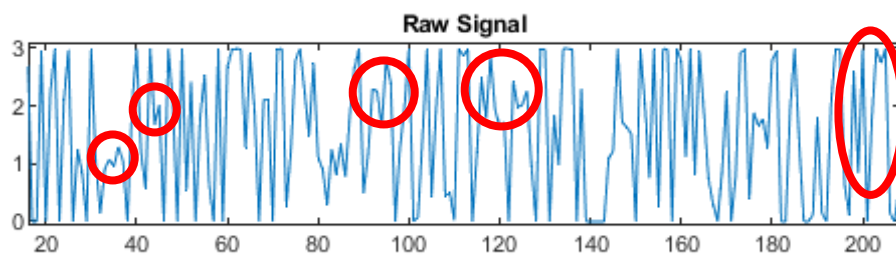


Ilustración 22: ECG con Escotaduras

Fuente: Elaboración propia con Matlab.

5.5.2. CONTEO DE LATIDOS

La prueba con el sujeto #1 (ver Ilustración 23) obtuvo un bajo conteo de latidos, a pesar de estar completamente sano. Resultó complicado colocar los tres electrodos de manera simultánea debido al espacio disponible, se considera que puede ser la causa del resultado obtenido. El pelaje no representó un inconveniente mayor, siendo que éste no era abundante en la zona pectoral, por lo que, pudo apartarse lo suficiente para colocar los electrodos.

El sujeto #2 se movía constantemente, sin embargo, no presentó interferencia en la medición más que otros sujetos que se mantuvieron estáticos. Si bien el pelaje consistía en hebras finas (ver Ilustración 24), el sujeto poseía una mayor abundancia de pelaje en comparación al sujeto previo. El conteo de latidos, de igual manera, era bajo para el rango aceptable de una frecuencia cardíaca saludable, a pesar de que el sujeto estuviera sano.

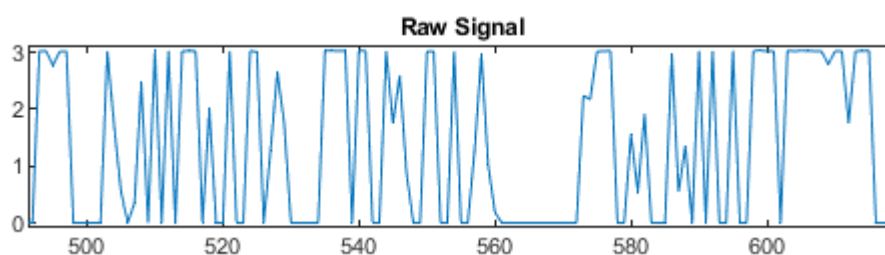


Ilustración 23: ECG - Sujeto #1

Fuente: Elaboración propia con Matlab.

El sujeto #3 era un mestizo de raza grande, su pelaje era corto y denso (ver Ilustración 25). Su frecuencia cardíaca a pesar de que razas de perro grandes suelen tener frecuencias bajas, se inclinaba demasiado a los valores bajos. Se considera que pudo haber sido ocasionado por la impedancia de su piel. La impedancia de la piel de un perro, puede variar según su pelaje y edad. Las razas con pelaje más grueso y denso tienden a tener una mayor impedancia en la piel. Asimismo, a medida que los perros envejecen, la impedancia de su piel también aumenta (Verga et al., 2022). Y el sujeto ya se encuentra en la etapa adulta de su vida.

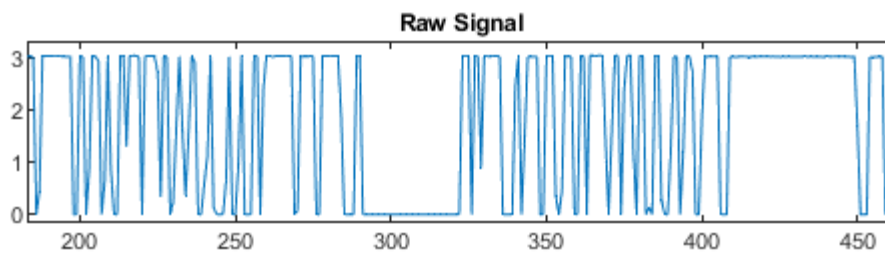


Ilustración 24: ECG - Sujeto #2

Fuente: Elaboración propia con Matlab.

El sujeto #4 presentó un valor de frecuencia cardíaca razonable, a pesar de ser de raza grande, indicando que sus latidos por minuto no suelen ser muy altos (ver Ilustración 26). El sujeto se exhibió agitado previo a la prueba, lo que pudo haber incrementado ligeramente su frecuencia cardíaca durante la misma. El pelaje del sujeto era largo, fino y abundante, sin embargo, se pudo apartar lo suficiente para entrar en contacto con su piel.

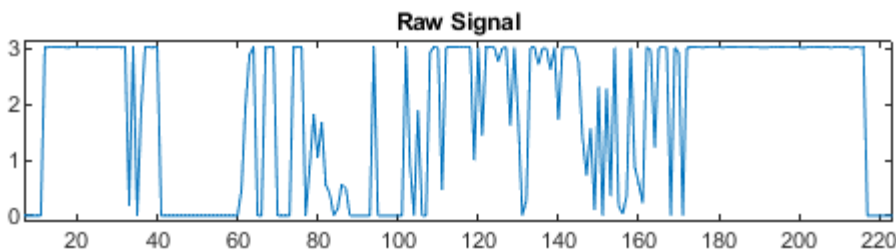


Ilustración 25: ECG - Sujeto #3

Fuente: Elaboración propia con Matlab.

El sujeto #5 era de raza grande, pelaje denso y geriátrico, lo que crearía la expectativa de una frecuencia cardíaca baja en la medición (ver Ilustración 27). Sorprendentemente la frecuencia cardíaca entraba en el rango permitido de un perro saludable con sus características. No habría razón de esperar una frecuencia cardíaca mayor siendo que se mostraba sumamente calmado durante la realización de la prueba.

El sujeto #6 era de raza pequeña, pelaje denso y aún es un cachorro. Se encontraba completamente sano, sin embargo, el monitor detectó una baja frecuencia cardíaca. Nuevamente, se le atribuye la impedancia al pelaje y posiblemente los pliegues de su piel (ver Ilustración 28), ya que, incluso fue difícil sentir los impulsos mediante tacto directo de los doctores.

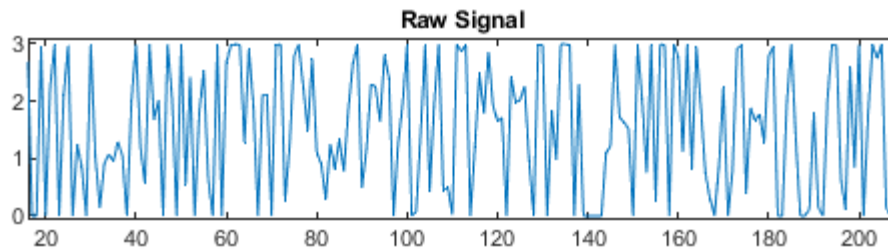


Ilustración 26: ECG - Sujeto #4

Fuente: Elaboración propia con Matlab.

El sujeto #7 era una raza pequeña, con pelaje denso y geriátrico. Este sujeto posee insuficiencia cardíaca, por lo que, a pesar de presentarse características que causarían interferencia en el monitor, de igual forma se ha captado el incremento en su frecuencia cardíaca. Siendo el que mayor frecuencia cardíaca ha presentado entre todos los sujetos (ver Ilustración 29).

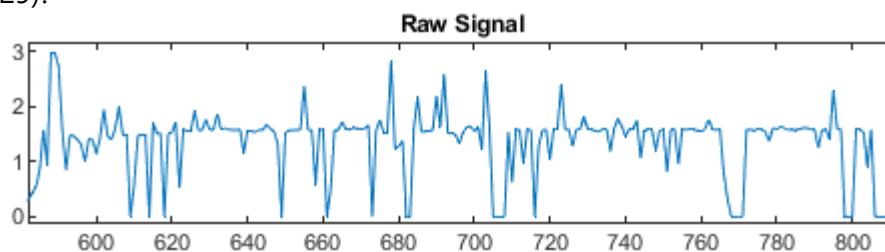


Ilustración 27: ECG - Sujeto #5

Fuente: Elaboración propia con Matlab.

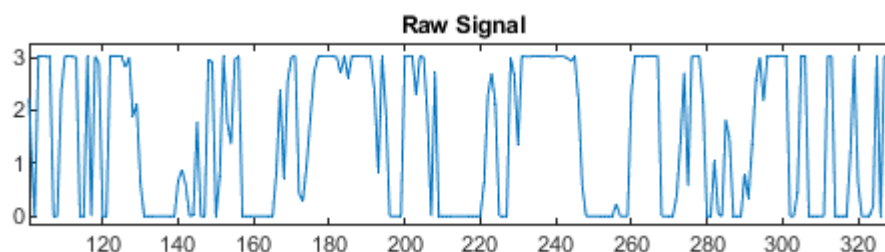


Ilustración 28: ECG - Sujeto #6

Fuente: Elaboración propia con Matlab.

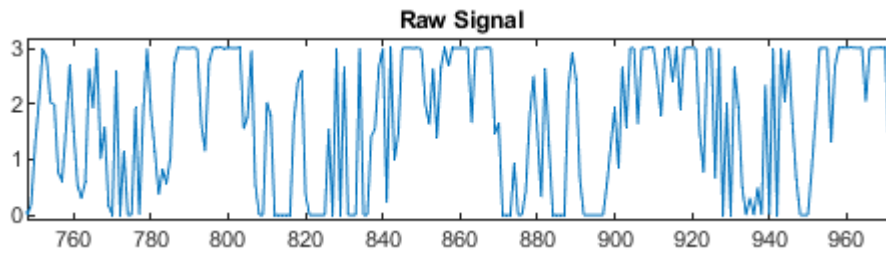


Ilustración 29: ECG - Sujeto #7

Fuente: Elaboración propia con Matlab.

No se ha podido recibir una retroalimentación exacta del conteo de los latidos de los sujetos durante las pruebas. De modo que, se ha calculado la precisión de las mediciones con el rango aproximado que debería tener cada sujeto según su raza, estado de actividad y estado de salud. Se han considerado valores de 65bpm para razas grandes en reposo, 80bpm para razas pequeñas en reposo, y 100bpm para raza grande en estado activo y raza pequeña con ICC. Con esto se ha observado un porcentaje de error del 8.21%, lo que resulta en un rango de precisión del 91.79% para las mediciones.

5.5.3. REACCIÓN DE LOS SUJETOS FRENTE AL DISPOSITIVO

Cinco de siete sujetos no presentaron mayor resistencia frente al uso del dispositivo, no intentaron removerlo o morderlo, tampoco se mostraron asustados al momento de colocarlo en ellos. Sin embargo, dos sujetos se veían extremadamente asustados o incómodos con el monitor. El sujeto #1 permitía que se le colocara el monitor, sin embargo, en menos de 30 segundos se agitaba y comenzaba a lloriquear, se detenía al remover el dispositivo de su cuerpo. El sujeto #3 intentaba constantemente alcanzar el monitor. Se le retiró el monitor un momento y al intentar colocarlo nuevamente, se apartaba.

Sin duda, la mayor reacción obtenida en todos los sujetos, fue al momento de retirar el monitor de su cuerpo, se omitió el uso de la cinta doble-cara luego de la reacción del sujeto #3. Al despegar el monitor de los sujetos, el adhesivo tiraba de su pelaje, causando una reacción de sobresalto. La reacción fue menor al usar únicamente los electrodos adheribles, pero siempre presente.

5.5.4. PRUEBAS DE MOCIÓN

La conexión bluetooth del Arduino habría permitido ejecutar el programa con el monitor en los sujetos durante las pruebas. Sin embargo, Matlab aún no reconoce la

comunicación bluetooth del Arduino utilizado, por lo que, la conexión inalámbrica no fue posible. Las pruebas no se pudieron llevar a cabo debido a que era necesario mantener la conexión por cable con la computadora para ejecutar el programa.

VI. DISCUSIÓN

En la sección de discusión de esta investigación se encuentran la interpretación de los resultados obtenidos en las distintas etapas de su desarrollo, así como el aporte del estudio a la comunidad.

6.1. DESARROLLO DEL MONITOR

Para diseñar el monitor de frecuencia cardíaca se identificaron las necesidades, preguntando a doctores y dueños de perros su opinión. Se determinó que un dispositivo como tal debía ser cómodo para la mascota, tener una interfaz amigable y medición efectiva de parámetros. De momento, se seleccionó la frecuencia cardíaca como parámetro a monitorear. Sin embargo, los doctores recomiendan la medición de oxígeno en la sangre y frecuencia respiratoria en adición a la frecuencia cardíaca, para realizar un monitoreo más significativo.

Se realizaron las especificaciones generales del funcionamiento del monitor. Se definieron tres partes que desarrollar para completar el proyecto: hardware, software e interfaz de usuario. El hardware debía ser capaz de recolectar las señales y ejecutar el código. El software debía procesar la información adquirida y enviarla a la interfaz. En la interfaz se debía poder ver la información fácil de interpretar.

Luego se seleccionaron los componentes y materiales que conformarían el monitor. Se decidió usar electrodos de gel, módulo ECG, una IMU y un Arduino 33 BLE. Los electrodos de gel son un factor disuasivo para algunos, según las encuestas a los dueños, ya que, implicaría rasurar parte del pelaje donde se colocaría el monitor, para mayor eficacia. El Arduino con comunicación bluetooth puede ser mejorado a comunicación IoT, para el desarrollo de una interfaz de usuario más amigable. El procesamiento de las señales se realizó en Matlab, por su compatibilidad con la base de datos que clasificaría las actividades de los perros. No obstante, al no haberse utilizado, habría sido más conveniente utilizar Arduino IDE, para mayor compatibilidad con todos los componentes.

Colocar los componentes en la resina ha sido complicado, especialmente debido a los cables. La resina ha resultado muy densa, y a pesar de que es capaz de sostenerse con los adhesivos doble cara, no se puede confiar en que no se caerá si el perro realiza demasiados movimientos. Durante el proceso de moldeo, los componentes se movieron de su lugar, el contenedor de las baterías ha quedado ligeramente sumergido de un lado y se ha perdido el

acceso a las baterías. La forma ha sido demasiado plana, lo que resulta en una pérdida de contacto de los electrodos con la piel de los sujetos más pequeños.

Se verificaron las conexiones con un multímetro para medir la continuidad. Se ha encendido el interruptor de las baterías para verificar la alimentación del Arduino. Se ha ejecutado el código de conteo de latidos para verificar las conexiones del módulo ECG y visualmente con el LED que posee. Finalmente se ejecutó el código de detección de moción para verificar las conexiones con la IMU. El monitor cumple con la medición de la frecuencia cardíaca, la interfaz de usuario es bastante simple y la mayoría de los perros no ha tenido inconveniente con él.

6.2. VALIDACIÓN DE DATOS

6.2.1. COMPARATIVA CON ESTUDIOS EXISTENTES

Es difícil realizar una comparación del conteo de latidos con los presentes en los antecedentes, ya que, éstos se han realizado con los sujetos ejercitándose. Los conteos de latidos en los estudios de Lin Yu-Jin y Marc Foster son frecuencias cardíacas que abarcan un rango desde 120 a 280 latidos por minuto (bpm). En cuanto a composición, los ECG recopilados en cuatro estudios presentan una cantidad mínima de interferencias. El ECG con más parecido a los obtenidos en esta investigación son los de Marc Foster en 2022, que se asemejan a pulsos más que latidos. La amplitud es el segundo aspecto que destaca, en dos estudios se han recopilado ECGs con voltajes variantes de 0 a 3V, mientras que los otros dos adquieren señales de 0 a 1V.

6.2.2. EVALUACIÓN CON EXPERTOS

Cuatro de los doctores que inicialmente realizaron las entrevistas, accedieron a que se realizaran las mediciones con perros en sus centros de salud. Ellos han indicado que efectivamente, los latidos se encontraban bajos en algunos de los perros, sin embargo, las señales eran verídicas. Estuvieron de acuerdo en que el pelaje y los pliegues de la piel podrían estar causando interferencia. Los electrodos de gel han demostrado no ser los más indicados para tomar las mediciones.

6.2.3. PRUEBAS DE CAMPO

Finalmente, en relación a la reacción de los sujetos al dispositivo, se concluyó que el monitor podría ser más apto para razas medianas o grandes, ya que, en las pequeñas puede resultar incómodo. El monitor podría causar miedo en algunos de los perros, se ha logrado reducir la reacción haciendo que lo huelan primero y que sea colocado por su dueño. Los doctores parecen satisfechos con el resultado, aunque recuerdan las adiciones sugeridas durante las entrevistas, sin embargo, comprenden que sigue en desarrollo.

6.3. COMPARACIÓN CON DISPOSITIVOS EN EL MERCADO

En la sección de antecedentes se muestran cuatro patentes de productos con objetivos similares al propuesto en esta investigación. Estas patentes suelen ser diseños de arneses o collares que consisten de microprocesadores, acelerómetros y diversos sensores para la recolección multiparamétrica. Estos dispositivos suelen proveer información adicional a la frecuencia cardíaca, como ser: frecuencia respiratoria, presión sanguínea, oxígeno en sangre y temperatura. El diseño propio de este estudio es adherible al tórax, incluye sensores inerciales y únicamente provee información de un aspecto fisiológico, frecuencia cardíaca.

Se han encontrado productos, que actualmente circulan en el mercado, con características destacables, como ser: **Vest for Remote Cardiac Monitoring** (DogLeggs, 2024). Consiste en un arnés que toma las señales cardíacas de los perros; su patente especifica que tiene la capacidad de añadir más sensores, como temperatura y frecuencia respiratoria (Schon, 2008). El precio de este producto es de aproximadamente \$200, al momento de realizar esta investigación el equivalente en lempiras sería aproximadamente L4,935. Un precio elevado para un producto relativamente similar al propuesto.

Otros productos de monitoreo cardíaco no son "wearable", son monitores compactos, que suelen proporcionar seis aspectos: ECG, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, temperatura, presión sanguínea y oxígeno en sangre. Éstos utilizan pinzas para recolectar la mayoría de señales, a excepción de la presión y el oxígeno, para ello brinda un brazalete de presión y un oxímetro que se coloca en la lengua del perro (BerryMed, 2003).

El precio de este monitor marca Berry es de \$100, que equivaldría a L2,468 al momento de realizar esta investigación. Es un precio similar y ligeramente menor al del prototipo, sin embargo, este dispositivo ofrece la medición de 6 parámetros, lo que lo vuelve una mejor adquisición. Otro producto de la marca Berry capaz de tomar dos parámetros, incluyendo la

frecuencia cardíaca, es su oxímetro de pulso. Éste tiene un costo de \$80, equivalente a L 1,974, un precio considerablemente menor en relación al costo del prototipo desarrollado en esta investigación, ofreciendo casi el mismo servicio.

6.4. APORTES Y SIGNIFICADO

Un monitor wearable permitirá llevar un registro en casa del estado cardíaco de la mascota, lo que facilitará el diagnóstico para los doctores. Se mencionó esta intención a los doctores y consideran que sería de gran utilidad, incluso para uso temporal. Los doctores consideran que se le daría buen uso como Holter, es decir, si ellos recetan su uso por un tiempo y regresan para examinar el registro y personalizar los tratamientos.

El monitor se orienta al uso en perros con afecciones cardíacas, especialmente la ICC, sin embargo, es posible que se utilice con otros fines en los que el monitoreo sea necesario. Esta investigación marca un comienzo, donde el diseño solo se puede mejorar, agregar más parámetros, explorar más opciones y crear monitores más eficientes.

6.5. LIMITACIONES

A pesar de los esfuerzos realizados, el estudio presenta algunas limitaciones que se deben considerar para la interpretación de los hallazgos y futuros trabajos.

La principal limitación al emplear electrodos adheribles radica en la falta de autorización para rasurar el pelaje de los sujetos, lo que puede resultar en la pérdida de calidad de la señal. Igualmente relacionado a los sujetos, se puede considerar que la cantidad de sujetos, así como su diversidad, representan una limitación. Una mayor cantidad de sujetos, de cada raza y en total, aumenta la posibilidad de generalizar los resultados obtenidos y validar la precisión de las mediciones.

Entre los componentes, se descubrió que la versión del procesador utilizada junto con el software de programación presentaba dificultades en la comunicación inalámbrica. Esto impidió realizar pruebas durante los periodos de actividad física de los perros, ya que, la conexión del monitor tuvo que mantenerse mediante cable.

6.6. FUTURO DE LA INVESTIGACIÓN

Se puede dar seguimiento a esta investigación, buscando otras alternativas de diseño, dado que se trata de un dispositivo que se llevará adherido al cuerpo, se prefieren diseños compactos que minimicen la incomodidad para el usuario. Existe la posibilidad de ampliar la

capacidad del dispositivo para incluir la medición de más parámetros y ofrecer un monitoreo completo, no limitado a enfermedades cardíacas.

Para desarrollar aún más esta investigación, se debería incrementar la muestra, realizar distintos tipos de pruebas, se considera que podría ser beneficioso implementarlo en una clínica veterinaria. Durante esta investigación, se ha logrado verificar la adquisición de la señal y la exactitud de la misma. Estos datos podrían utilizarse para realizar análisis adicionales relacionados con la salud canina.

VII. CONCLUSIONES

Las conclusiones responden a los objetivos definidos al comienzo de la investigación, la conclusión general se refiere a si se cumplió el objetivo principal del estudio. Las conclusiones parciales responden a los objetivos específicos.

7.1. CONCLUSIÓN GENERAL

El monitor demostró ser efectivo en la adquisición de la señal de ECG y ofrece mediciones con una precisión del 91% en el conteo de latidos por minuto. Se ha empleado un módulo ECG para la adquisición de las señales y el algoritmo de Pan-Tompkins para el conteo de latidos. El prototipo no puede adherirse libremente a los perros, ya que, debe conectarse físicamente a la laptop, razón por la cual no es posible usar la detección de moción. Los perros deberán tener el pelaje rasurado donde se coloquen los electrodos, de otro modo se presentan interferencias. No se recomienda en cachorros debido a que los electrodos no alcanzan a tocar simultáneamente la piel de éstos. Sin embargo, el monitor demostró ser útil independientemente de la raza de los perros. En futuras investigaciones se deberá considerar cambiar aspectos del diseño técnico para abordar estas limitaciones – lograr un diseño más compacto.

7.2. CONCLUSIONES PARCIALES

- a) Desarrollo del Monitor: Los componentes eran compatibles entre sí, el procesador ha recolectado la información recopilada por los dos módulos, permitiendo su procesamiento. Se ha utilizado un Arduino Nano, IMU MPU9250 y ECG AD8232. El molde ha sido capaz de mantener unidas las partes sin interferir en la comunicación de los componentes. Los componentes se han soldado y sumergido en resina. Los electrodos de gel no son muy efectivos, requieren rasurar el pelaje de los perros para mantener contacto directo con su piel y presentar una señal clara. Fue necesario añadir una IMU en el circuito al no poder acceder a la integrada en el procesador. En el futuro se debería considerar utilizar otro tipo de módulo ECG u otro tipo de electrodos, para no verse afectados por el pelaje de los sujetos.
- b) Programación del Código: El código empleado permite la comunicación entre los componentes y ha logrado el conteo de latidos, así como la detección efectiva de movimiento. El algoritmo Pan-Tompkins identifica los complejos QRS, los cuales

representan un latido. La detección de moción se ha logrado con la definición de umbrales y desviación estándar. No se logró emplear la base de datos para el procesamiento de señales, el código se desarrolló en otra versión del programa y algunos comandos ya no funcionan. Sin embargo, se logró crear un código para la detección de movimiento que permite clasificar los latidos en actividad normal y anomalías. Si se desea utilizar la base de datos para mayor exactitud de la actividad canina, se debe considerar utilizar un equipo con mayor capacidad de procesamiento para agilizar la revisión de comandos obsoletos en el código maestro.

- c) Elaboración de la Interfaz de Usuario: Se ha logrado comunicar la información procesada en MATLAB con la interfaz de usuario ThingSpeak y es posible visualizarlo en el celular. Los comandos de MATLAB son compatibles con ThingSpeak, plataforma compatible con la aplicación ThingShow para celular, desde la cual se pueden visualizar los campos de información en tiempo real. La plataforma ThingSpeak no ofrece una forma sencilla de recibir alertas, se intentó por dos métodos sin éxito alguno. La programación de alertas en ThingSpeak tampoco permite establecer múltiples condiciones, por lo que, se optó por establecer las condiciones en Matlab antes de enviar el dato a la plataforma. Es posible solventar estos inconvenientes utilizando otra plataforma para la interfaz de usuario.

VIII. RECOMENDACIONES

Las recomendaciones se crean a partir de las conclusiones obtenidas, pueden ser soluciones a las limitaciones identificadas o extensión de los estudios llevados a cabo.

- a) Cambiar a electrodos de punta (pines metálicos), esto permitirá adquirir señales de ECG libres de interferencia debido al pelaje. También se recomienda dar una forma más curva al dispositivo o hacerlo de un material más flexible, para acomodarse mejor a la forma del cuerpo de los perros.
- b) Siendo que la comunicación bluetooth no se pudo realizar y la IMU integrada no se pudo acceder, se recomienda cambiar de procesador para futuras creaciones. Es posible que un Arduino con IoT sea una opción más viable, incluso permite el uso de Arduino IoT Cloud Remote, plataforma para la visualización de la información recolectada. De igual forma, debería facilitar la comunicación inalámbrica con el monitor.
- c) Es posible que la lectura de la IMU integrada se haya podido realizar en Arduino IDE, los componentes de Arduino siempre serán compatibles con dicho programa. La página de Arduino siempre proveerá la información necesaria para aprovechar al máximo tanto los componentes como el programa.
- d) Se recomienda que, en futuras investigaciones, el monitor sea aplicado para determinar los tratamientos a seguir. Es decir, que se coloque en un paciente durante un tiempo determinado por un doctor para evaluar el registro tomado en ese periodo y seleccionar los tratamientos.
- e) Otro tipo de estudios también se pueden desarrollar a partir de esta investigación. Con la detección de complejos QRS es posible obtener el ritmo cardiaco, con la variabilidad de los intervalos RR se pueden realizar estudios orientados a distintas anomalías cardíacas. Con la detección en tiempo real, se pueden llevar a cabo estudios sobre la respuesta del corazón canino a distintos estímulos, si varía según las razas. Otra posibilidad sería evaluar si los tratamientos para afecciones cardíacas son efectivos o si necesitan ajustarse; evaluar el uso de medicamentos y placebos para condiciones cardíacas. La detección de ECG y complejos QRS en tiempo real tiene un gran potencial en distintos aspectos de la vida canina.

IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. RAE. (2024d, enero 19). Afección | Diccionario panhispánico de dudas. «Diccionario panhispánico de dudas». <https://www.rae.es/dpd/afección>
2. MedlinePlus Medical Encyclopedia. (2022). Ascites: MedlinePlus Medical Encyclopedia. <https://medlineplus.gov/ency/article/000286.htm>
3. RAE. (2024a). Escotadura | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/escotadura>
4. Fundación Española del Corazón. (2024). Frecuencia cardiaca. Fundación Española del Corazón. <https://fundaciondelcorazon.com/prevencion/marcadores-de-riesgo/frecuencia-cardiaca.html>
5. RAE. (2024b). Inercia | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/inercia>
6. RAE. (2024c). Moción | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/moción>
7. RAE. (2024). Monitor, monitora | Diccionario de la lengua española. «Diccionario de la lengua española» - Edición del Tricentenario. <https://dle.rae.es/monitor>
8. Cronuts.Digital. (2023, diciembre 12). Qué es un script: La piedra angular de la programación moderna. CRONUTS.DIGITAL. <https://cronuts.digital/es/que-es-un-script-programacion/>
9. Arimetrics. (2020, enero 28). Qué es Wearable—Definición, significado y ejemplos. <https://www.arimetrics.com/glosario-digital/wearable>
10. Richardson, Dr. J., Bourjaily, Dr. M., & Keefe, Dr. E. (2024). *Congestive Heart Failure in Dogs*. Small Door Veterinary. <https://www.smalldoorvet.com/learning-center/medical/congestive-heart-failure-in-dogs>

11. Borgarelli, M., & Haggstrom, J. (2010). Canine degenerative myxomatous mitral valve disease: Natural history, clinical presentation and therapy. *The Veterinary Clinics of North America. Small Animal Practice*, 40(4), 651-663.
<https://doi.org/10.1016/j.cvsm.2010.03.008>
12. 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>
13. 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>
14. 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>
15. 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>
16. Kumpulainen, P., Cardó, A. V., Somppi, S., Törnqvist, H., Väättäjä, H., Majaranta, P., Gizatdinova, Y., Hoog Antink, C., Surakka, V., Kujala, M. V., Vainio, O., & Vehkaoja, A. (2021). Dog behaviour classification with movement sensors placed on the harness

- and the collar. *Applied Animal Behaviour Science*, 241, 105393.
<https://doi.org/10.1016/j.applanim.2021.105393>
17. Vehkaoja, A., Somppi, S., Törnqvist, H., Valldeoriola Cardó, A., Kumpulainen, P., Väätäjä, H., Majaranta, P., Surakka, V., Kujala, M. V., & Vainio, O. (2022). Description of movement sensor dataset for dog behavior classification. *Data in Brief*, 40, 107822.
<https://doi.org/10.1016/j.dib.2022.107822>
18. 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>
19. Khatate, P., Savkar, A., & Patil, C. Y. (2018). *Wearable Smart Health Monitoring System for Animals*. 162-164. <https://doi.org/10.1109/ICOEI.2018.8553844>
20. Couse, J. (2019). *Multiple sensors for monitoring health and wellness of an animal*.
<https://patentscope.wipo.int/search/es/detail.jsf?docId=AU244392269>
21. Kibun, M., & Min, S. (2023). *NECKLACE BELT FOR PET*.
<https://patentscope.wipo.int/search/es/detail.jsf?docId=US415961223>
22. Nagasundaram, S., Shalini, R., Prabakaran, P., Dayana, T. R., & Eben, J. (2023). *HEALTH MONITORING SYSTEM FOR PETS USING MACHINE LEARNING*.
<https://patentscope.wipo.int/search/es/detail.jsf?docId=IN414849803>
23. Hill, N. (2022). *Pet monitoring device*.
<https://patentscope.wipo.int/search/es/detail.jsf?docId=US300735030>
24. Gibbs, A., & Hochberg, I. (2020). *Veterinary Telemedicine System and Method*.
<https://patentscope.wipo.int/search/es/detail.jsf?docId=US312307924>

25. Hunter, T., Weir, M., & Ward, E. (2023). *Congestive Heart Failure in Dogs* | VCA Animal Hospital | VCA Animal Hospitals. Vca. <https://vcahospitals.com/know-your-pet/congestive-heart-failure-in-dogs>
26. Weir, M., Llera, R., & Ward, E. (2023). Dilated Cardiomyopathy in Dogs | VCA Animal Hospital | VCA Canada Animal Hospitals. VcaCanada. <https://vcahospitals.com/know-your-pet/dilated-cardiomyopathy-dcm-in-dogs--indepth>
27. Maharaj, N. (2022, noviembre 9). *Congestive Heart Failure in Dogs: What You Need to Know*. American Kennel Club. <https://www.akc.org/expert-advice/health/congestive-heart-failure-in-dogs-what-you-need-to-know/>
28. CPG Sec. 655.100 Devices for Use in Animals. (2019, agosto 5). FDA; FDA. <https://www.fda.gov/regulatory-information/search-fda-guidance-documents/cpg-sec-655100-devices-use-animals>
29. Terrestrial Code Online Access. (2023). WOAHA - World Organisation for Animal Health. <https://www.woah.org/en/what-we-do/standards/codes-and-manuals/terrestrial-code-online-access/>
30. *Investigación cualitativa y cuantitativa: Características y ventajas*. (2021, diciembre 10). Santander Open Academy. <https://www.santanderopenacademy.com/es/blog/cualitativa-y-cuantitativa.html>
31. Lizardo, Dr. N. (2019, junio 12). *Diseños de Investigación*. https://1drv.ms/p/s!AnGbumMlgAaMiBdhe_Z6ZURRHwBg?e=BFI2qa
32. Chacón, M. (2010, julio 30). *MODELO EN CASCADA Y MODELO EN V*. Calameo. <https://www.calameo.com/books/000359039f05cc9907e95>

33. Pan, J., & Tompkins, W. J. (1985). A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-32(3)*, 230-236.
<https://doi.org/10.1109/TBME.1985.325532>
34. Sedghamiz, H. (2014). *Matlab Implementation of Pan Tompkins ECG QRS detector*.
<https://doi.org/10.13140/RG.2.2.14202.59841>
35. Nyquist, H. (1924). Certain factors affecting telegraph speed. *The Bell System Technical Journal*, 3(2), 324-346. <https://doi.org/10.1002/j.1538-7305.1924.tb01361.x>
36. MathWorks—Creadores de MATLAB y Simulink - MATLAB y Simulink. (2024).
<https://la.mathworks.com/>
37. Kelly, O. (2024, marzo 13). Runlength.m. MathWorks.
<https://la.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/241-runlength-m>
38. ECG.pdf. (s. f.). Recuperado 13 de marzo de 2024, de
<https://www.rednacionaldeveterinarias.com.uy/articulos/cardiologia/ECG.pdf>
39. Verga, S. A., Pandeya, S. R., Kowal, J. B., Cochran, R. J., Lim, S., Sabol, J. C., Coates, J. R., & Rutkove, S. B. (2022). Electrical impedance myography in healthy dogs: Normative values, repeatability, and the impact of age. *Frontiers in Veterinary Science*, 9, 1025528. <https://doi.org/10.3389/fvets.2022.1025528>
40. DogLeggs. (2024). VEST for Remote Cardiac Monitoring. BoDee, Inc. dba DogLeggs.
<https://www.dogleggs.com/vest-for-remote-cardiac-monitoring/>
41. Schon, G. (2008, junio 26). US20080149045 Exercise/conditioning bodysuit for animals. Patentscope.
<https://patentscope.wipo.int/search/es/detail.jsf?docId=US42203981>
42. BerryMed. (2003). Mini Veterinary Monitor. Berry Medical.
<https://www.shberrymed.com/products/am4100-veterinary-monitor>

ANEXOS

Anexo 1: Técnicas de Prototipado

67

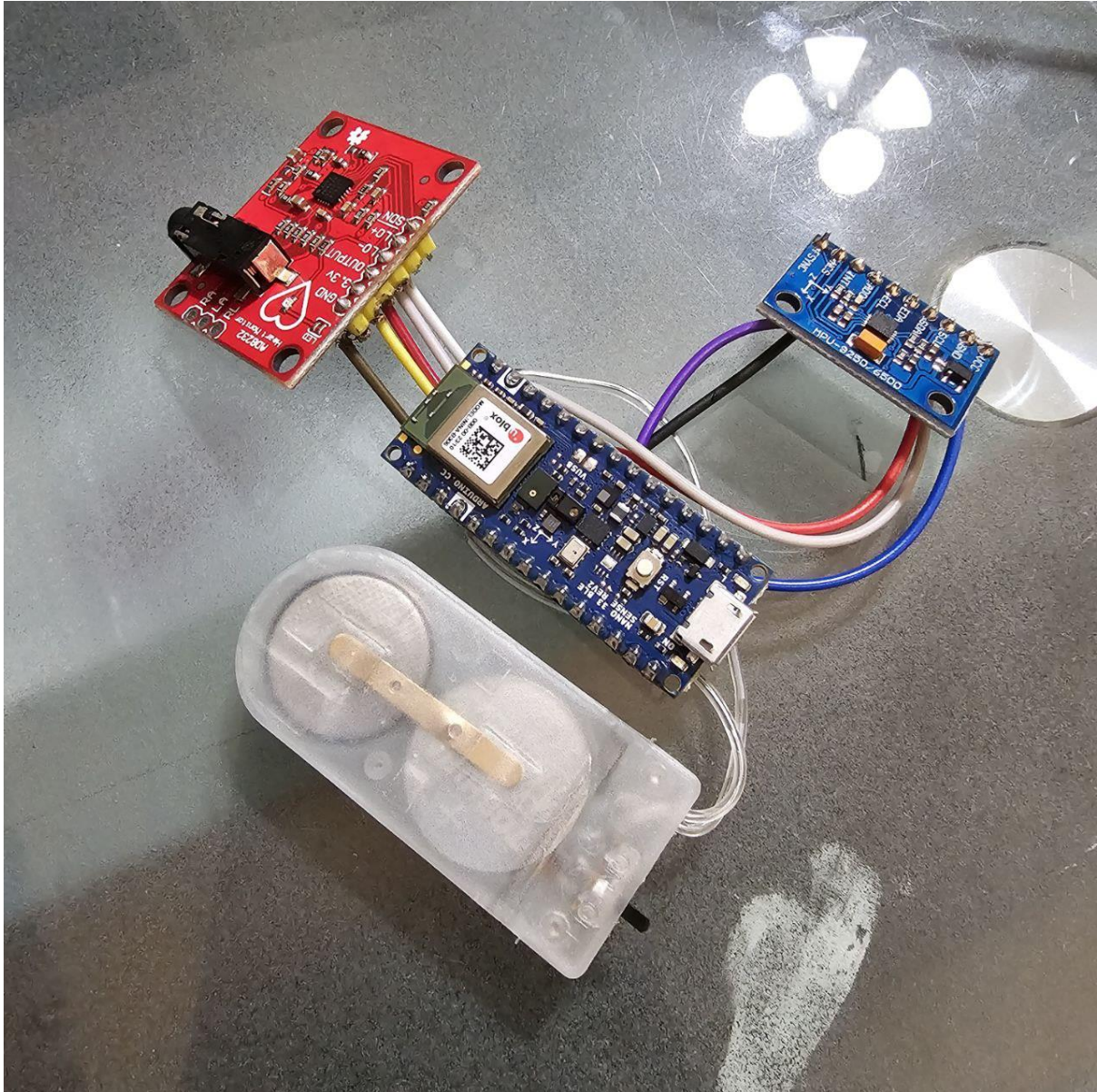


Ilustración 30: Componentes Soldados

Fuente: Elaboración propia.

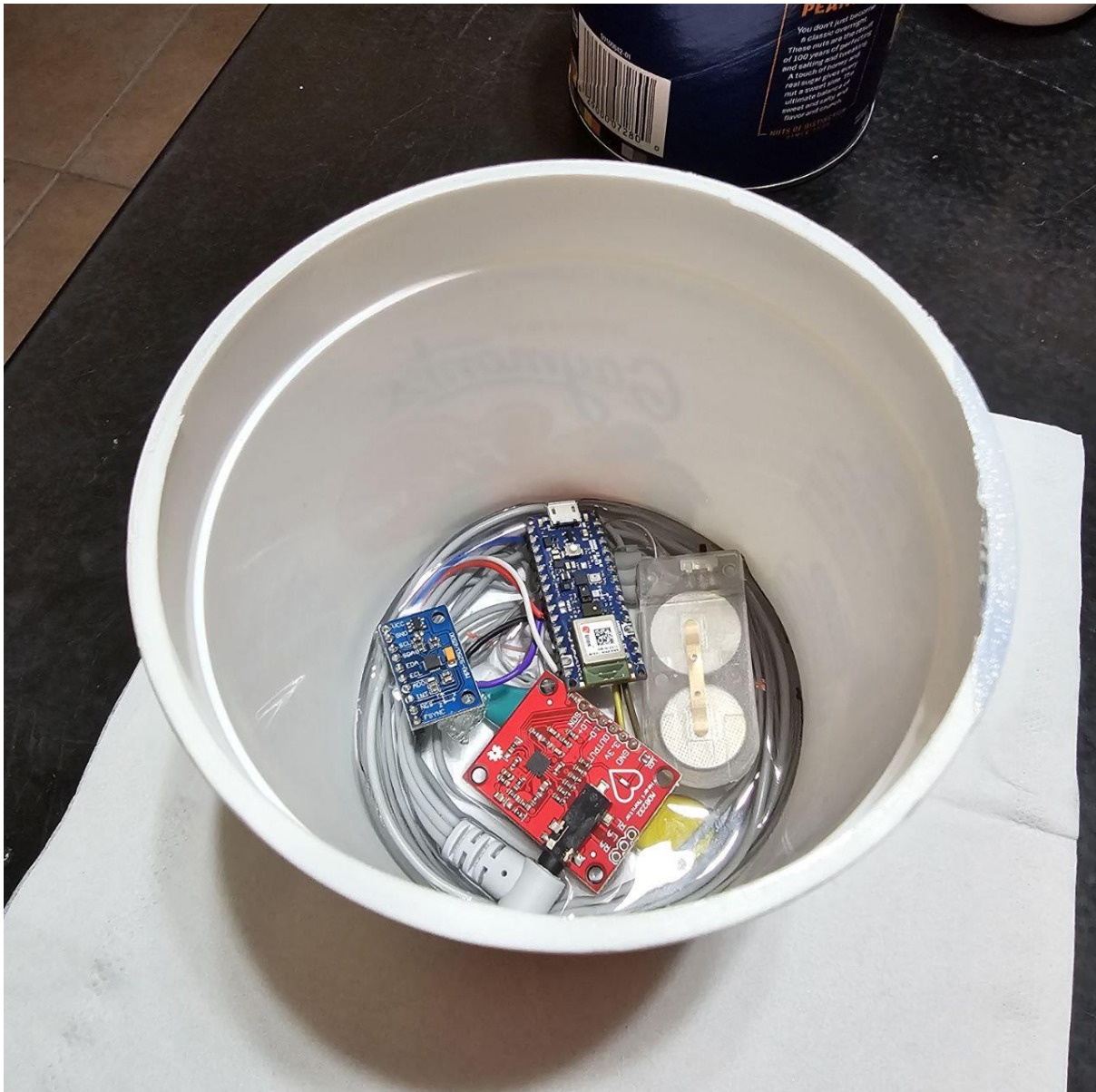


Ilustración 31: Moldeo del Monitor

Fuente: Elaboración propia.

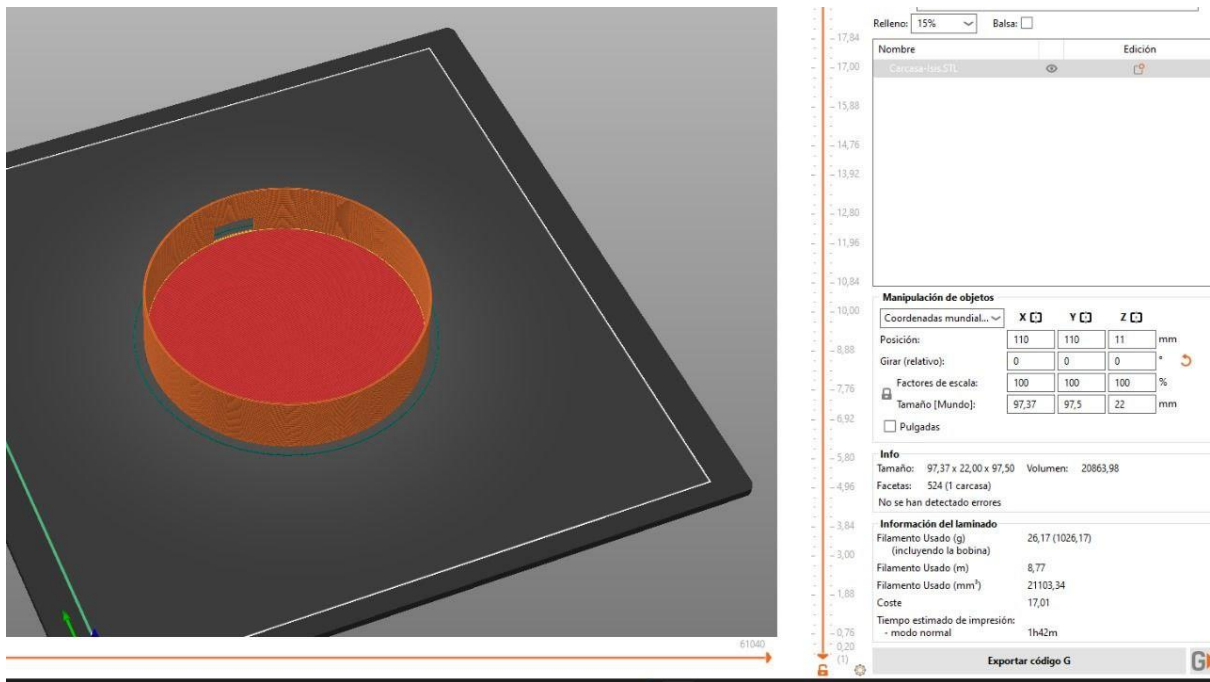


Ilustración 32: Diseño de la Carcasa en Prusa Slicer

Fuente: Elaboración propia.

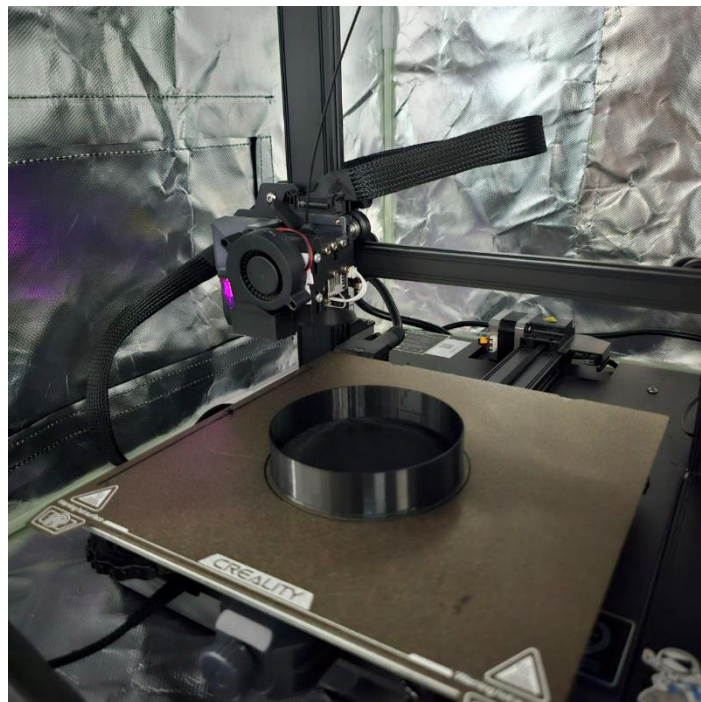


Ilustración 33: Impresión 3D de la Carcasa

Fuente: Elaboración propia.



Ilustración 34: Prototipo Completo

Fuente: Elaboración propia.

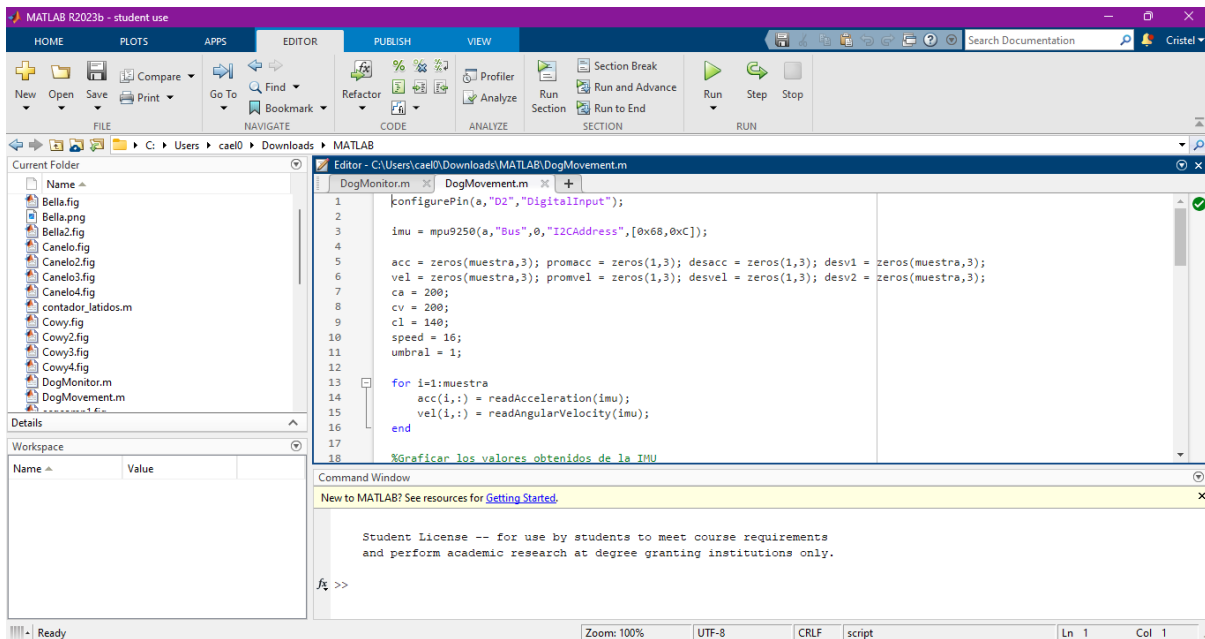


Ilustración 35: Interfaz de MATLAB

Fuente: MATLAB R2023b.

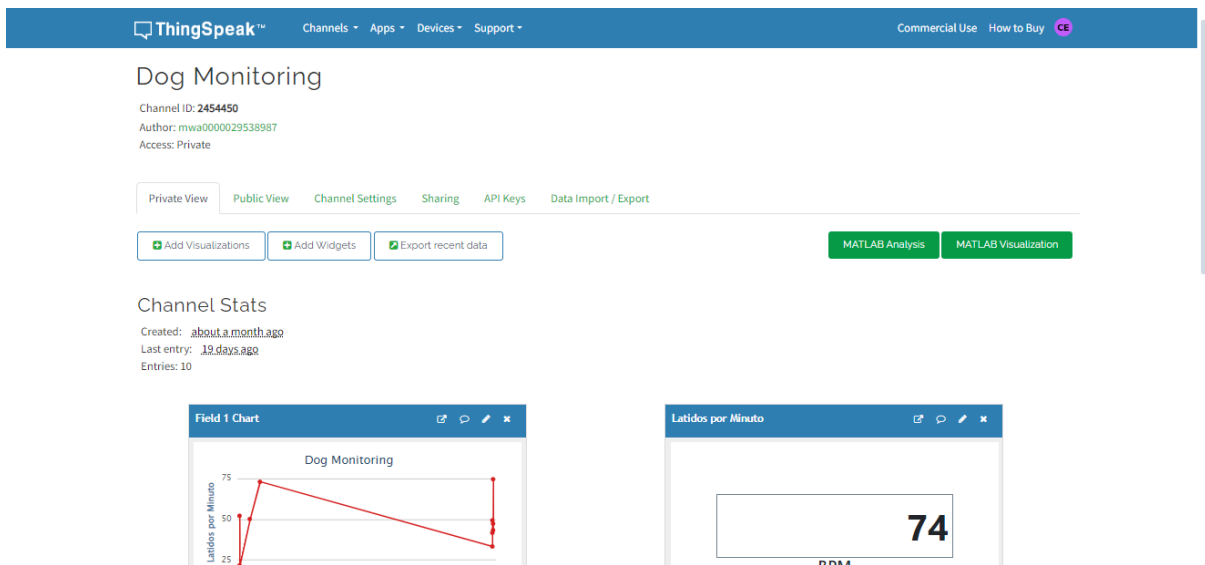


Ilustración 36: Interfaz de ThingSpeak

Fuente: ThingSpeak.

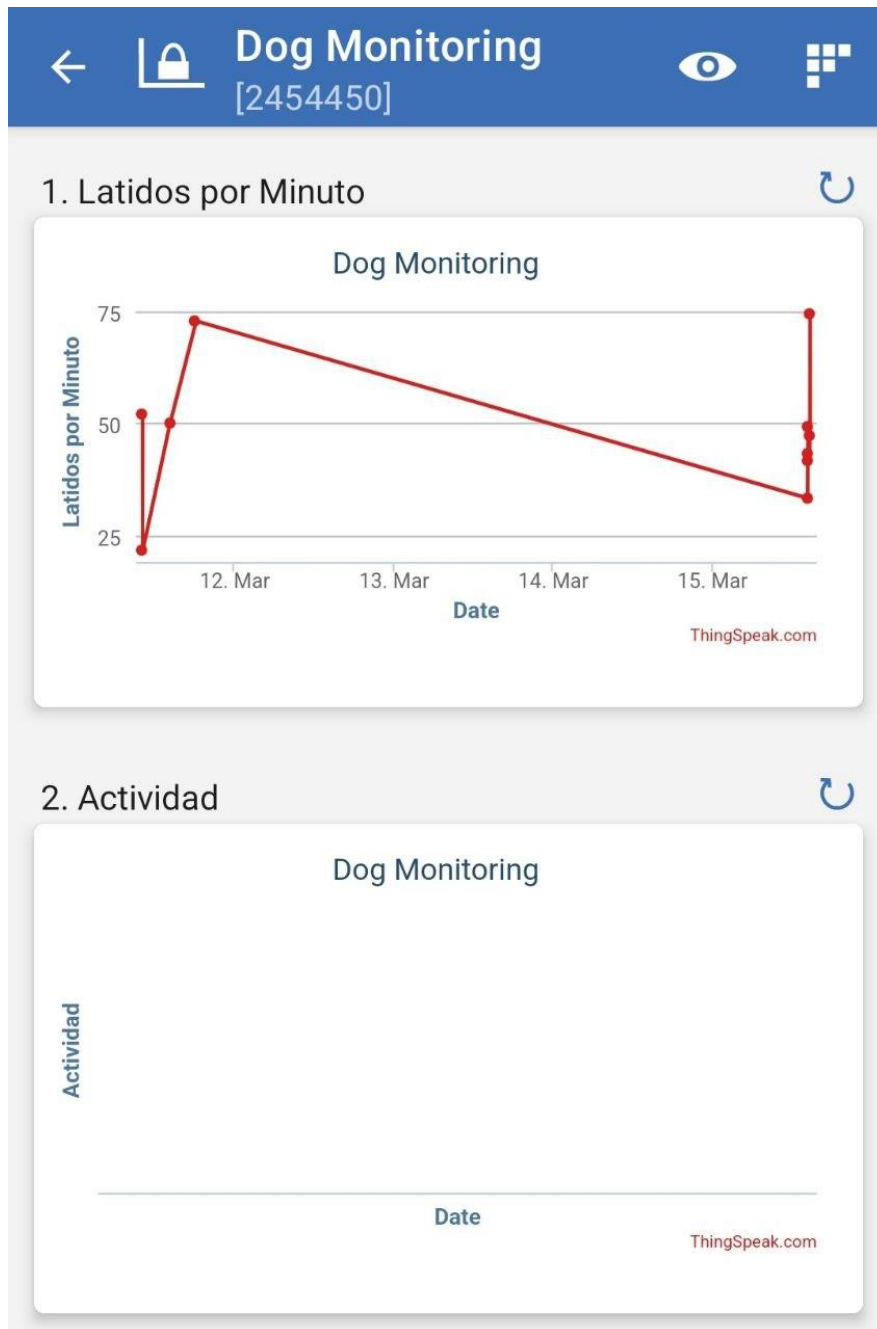


Ilustración 37: Interfaz de ThingShow (Aplicación de ThingSpeak)

Fuente: ThingShow.

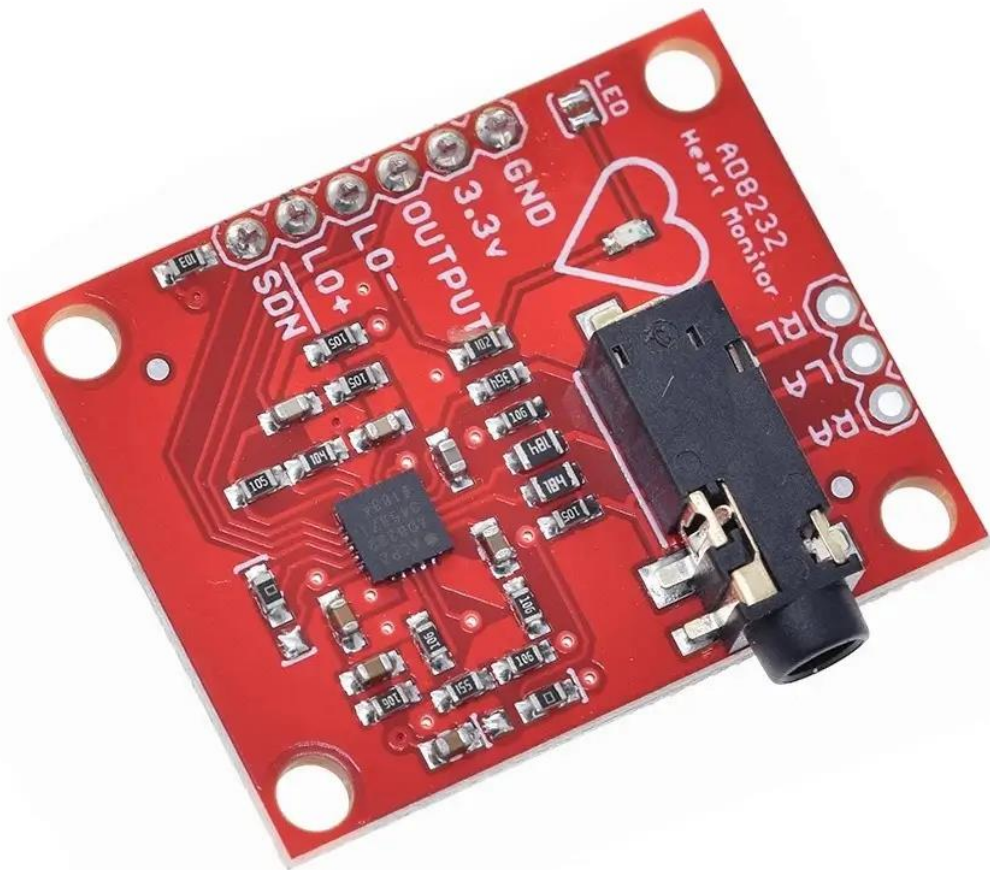


Ilustración 38: Módulo ECG AD8232

Fuente: C&D TecHNología.

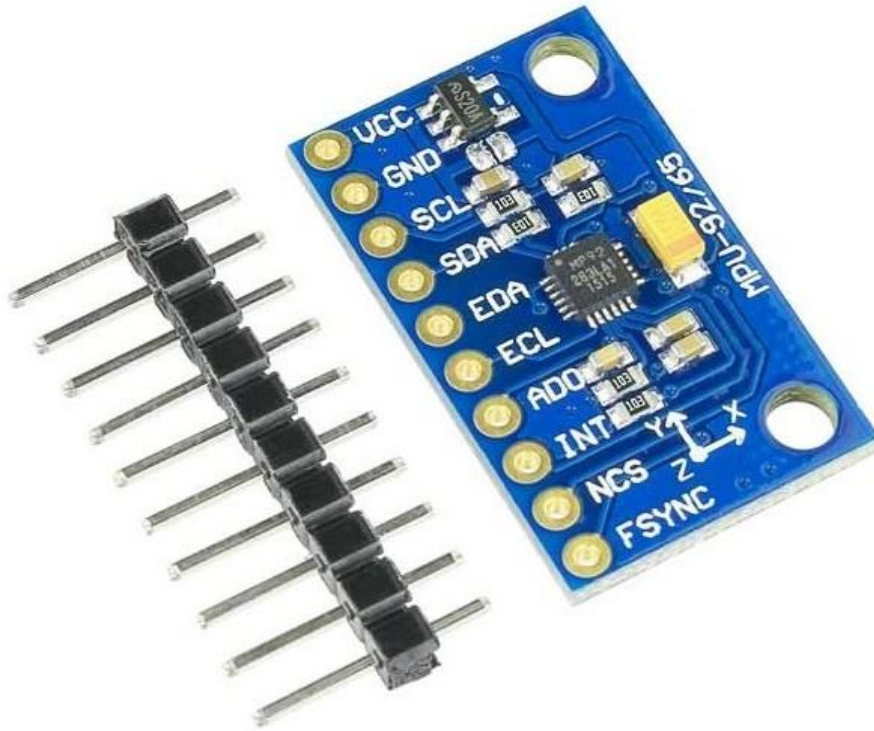


Ilustración 39: IMU MPU9250

Fuente: C&D Tecnología.

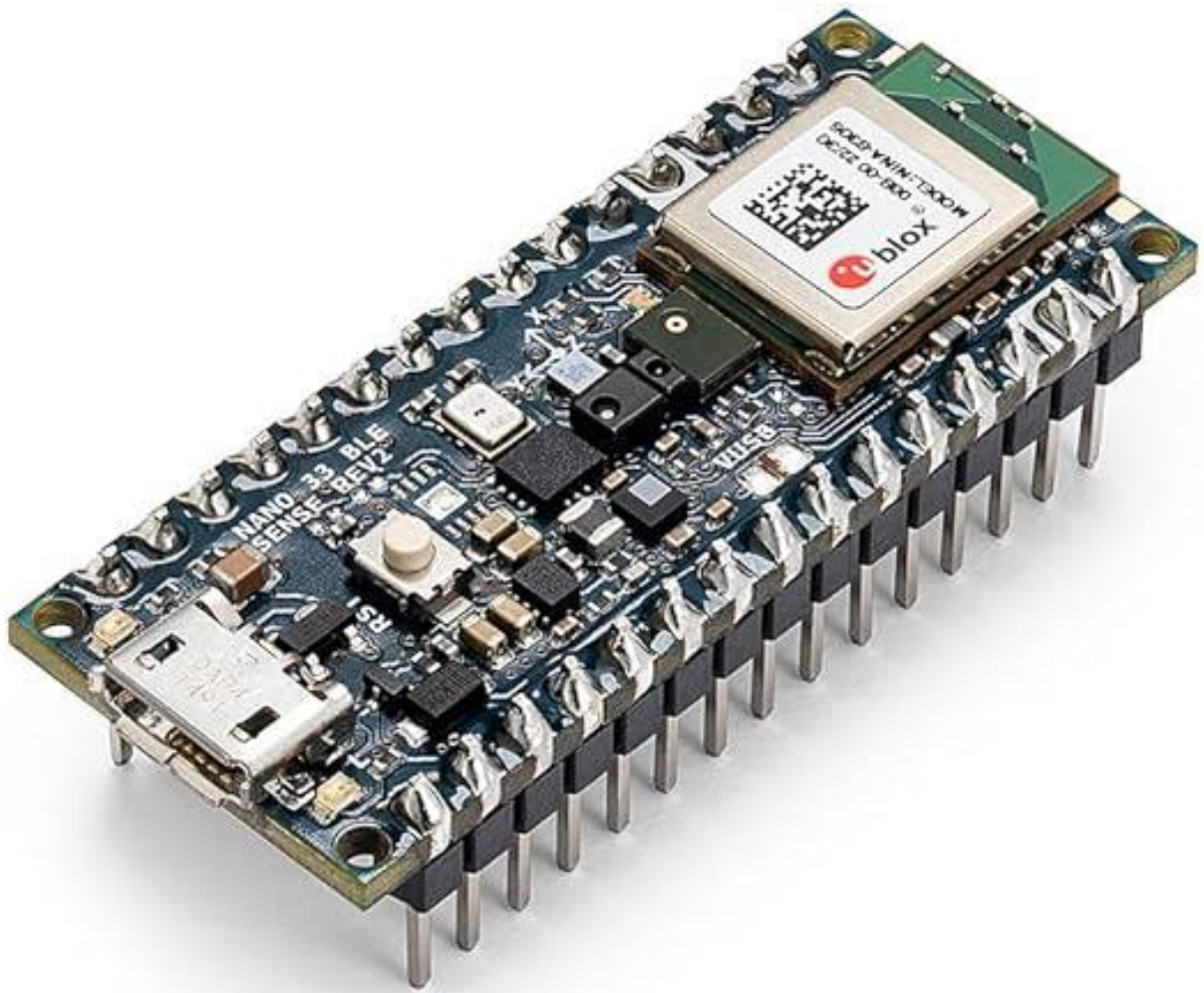


Ilustración 40: Arduino Nano 33 BLE Sense Rev2

Fuente: Amazon.

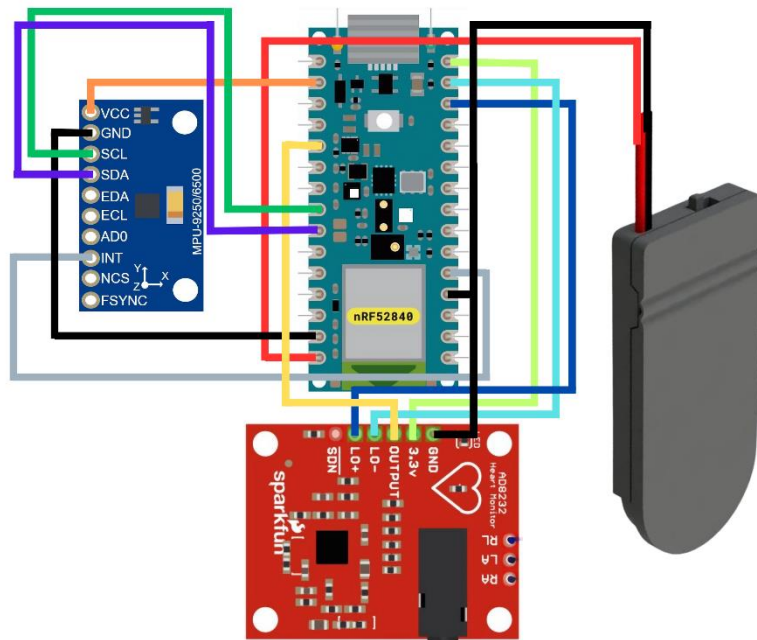


Ilustración 41: Esquemático del Circuito del Monitor

Fuente: Elaboración propia.

```

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

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

writePWMPWMVoltage(a, "D12", 3.3);

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

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

    set(plotHandle, 'YData', lect);

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

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

    if toc >= duracion
        break;
    end
end

ecg_signal = lect;
fs = 100;

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

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

% Cálculo de derivada
ecg_derivative = diff(ecg_filtered);

% Elevar al cuadrado
ecg_squared = ecg_derivative.^2;

% Filtro de media móvil
window_width = round(0.150 * fs); % 150 ms ventana
b = (1/window_width) * ones(1, window_width);
ecg_smoothed = conv(ecg_squared, b, 'same');

% Encontrar picos en la señal suavizada

```

```

    [~, qrs_locations] = findpeaks(ecg_smoothed, 'MinPeakHeight',
mean(ecg_smoothed));

    % Eliminar falsos positivos comparando la amplitud de la señal original
    qrs_peaks = ecg_signal(qrs_locations);

contador_qrs = 0;

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

```

end

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

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

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

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

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

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

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

%Obtener promedio del valor en cada eje
for i = 1:3
    promacc(i) = mean(acc(:,i));
    promvel(i) = mean(vel(:,i));
end

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

```

```

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

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

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

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

if (((contador_aceleracion < ca) && (contador_velocidad < cv)) || (promvel <
speed)) && (contador_qrs/2.5 > c1)
    thingSpeakWrite(2454450, 'Fields',2, 'Values',2, "WriteKey", "M09JZL2HQM0F5CGA");
elseif (((contador_aceleracion > ca) && (contador_velocidad > cv)) || (promvel <
speed)) && (contador_qrs/2.5 > c1)
    thingSpeakWrite(2454450, 'Fields',2, 'Values',1, "WriteKey", "M09JZL2HQM0F5CGA");
else
    thingSpeakWrite(2454450, 'Fields',2, 'Values',0, "WriteKey", "M09JZL2HQM0F5CGA");
end

%Función Pan-Tompkin
function [qrs_amp_raw,qrs_i_raw,delay]=pan_tompkin(ecg, fs, gr)
%% function [qrs_amp_raw,qrs_i_raw,delay]=pan_tompkin(ecg, fs)
% Implementación complete del algoritmo Pan-Tompkins
%% Entradas
% ecg : señal vectorizada de ecg sin procesar
% fs : frecuencia de muestreo e.g. 200Hz, 400Hz, etc
% gr : indicación de graficar o no graficar (colocar 1 para graficar o 0
% para no graficar
%% Salidas
% qrs_amp_raw : amplitud de las ondas R
% qrs_i_raw : ubicación de las ondas R
% delay : número de muestras que la señal es retrasada debido al
% filtrado
%% Método
% Ver referencias y documentos de apoyo en researchgate.
%https://www.researchgate.net/publication/313673153\_Matlab\_Implementation\_of\_Pan\_Tompkins\_ECG\_QRS\_detector
%% Referencias :
%[1] Sedghamiz. H, "Matlab Implementation of Pan Tompkins ECG QRS
%detector.",2014. (See researchgate)
%[2] PAN.J, TOMPKINS. W.J,"A Real-Time QRS Detection Algorithm" IEEE

```

```

%TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. BME-32, NO. 3, MARCH 1985.
%% ===== Licencia ===== %%
%"ESTE SOFTWARE SE PROPORCIONA POR LOS TITULARES DE DERECHOS DE AUTOR Y
%COLABORADORES "TAL CUAL" Y CUALQUIER GARANTÍA EXPRESA O IMPLÍCITA, INCLUIDAS,
%ENTRE OTRAS, LAS GARANTÍAS IMPLÍCITAS DE COMERCIABILIDAD Y APTITUD PARA UN
%PROPÓSITO PARTICULAR, SE RENUNCIAN. EN NINGÚN CASO EL TITULAR DE LOS DERECHOS DE
%AUTOR O LOS COLABORADORES SERÁN RESPONSABLES DE CUALQUIER DAÑO DIRECTO,
%INDIRECTO, INCIDENTAL, ESPECIAL, EJEMPLAR O CONSECUENTE (INCLUYENDO, PERO NO
%LIMITADO A, LA ADQUISICIÓN DE BIENES O SERVICIOS SUSTITUTOS; LA PÉRDIDA DE USO,
%DE DATOS O DE BENEFICIOS; O LA INTERRUPCIÓN DEL NEGOCIO) CAUSADOS DE CUALQUIER
%MANERA Y BAJO CUALQUIER TEORÍA DE RESPONSABILIDAD, YA SEA POR CONTRATO,
%RESPONSABILIDAD ESTRICTA O AGRAVIO (INCLUYENDO NEGLIGENCIA O DE OTRO MODO), QUE
%SURJAN DE CUALQUIER MANERA DEL USO DE ESTE SOFTWARE, INCLUSO SI SE HA ADVERTIDO
%DE LA POSIBILIDAD DE TALES DAÑOS."
% Autor :
% Hooman Sedghamiz, Feb, 2018
% MSc. Biomedical Engineering, Linkoping University
% Email : Hooman.sedghamiz@gmail.com
%% ===== Historial de Actualizaciones ===== %%
% Feb 2018 :
%           1- Se pulió el Código y se añadieron más comentarios
%           2- Se añadió BioSigKit Toolbox
%% ===== Ahora parte de BioSigKit ===== %%
if ~isvector(ecg)
    error('ecg must be a row or column vector');
end
if nargin < 3
    gr = 1; % en predeterminado siempre se grafica
end
ecg = ecg(:); % vectorizar
%% ===== Inicializar ===== %%
delay = 0;
skip = 0;
% se convierte en uno cuando detecta una onda T
m_selected_RR = 0;
mean_RR = 0;
ser_back = 0;
ax = zeros(1,6);
%% ===== Cancelación de Ruido(Filtrado)( 5-15 Hz) ===== %%
if fs == 200
% ----- remover la media de la señal -----%
    ecg = ecg - mean(ecg);
%% ==== Filtro Pasa Bajas  $H(z) = ((1 - z^{(-6)})^2)/(1 - z^{(-1)})^2$  ==== %%
%%Se me ha hecho notar que el filtro original no alcanza los 12 Hz
%   b = [1 0 0 0 0 0 -2 0 0 0 0 1];
%   a = [1 -2 1];
%   ecg_l = filter(b,a,ecg);
%   delay = 6;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
    Wn = 12*2/fs;
    N = 3;
% tercer orden, menor procesado
    [a,b] = butter(N,Wn,'low');
% filtro pasa banda
    ecg_l = filtfilt(a,b,ecg);
    ecg_l = ecg_l/ max(abs(ecg_l));
%% ===== iniciar la figura ===== %%
    if gr
        figure;

```

```

    ax(1) = subplot(321);plot(ecg);axis tight;title('Raw signal');
    ax(2)=subplot(322);plot(ecg_l);axis tight;title('Low pass filtered');
end
%% ==== Filtro Pasa Altas  $H(z) = (-1+32z^{(-16)}+z^{(-32)})/(1+z^{(-1)})$  ==== %%
%%Se me ha hecho notar que el filtro original no alcanza los 5 Hz
%   b = zeros(1,33);
%   b(1) = -1; b(17) = 32; b(33) = 1;
%   a = [1 1];
%   ecg_h = filter(b,a,ecg_l);    % Sin retraso
%   delay = delay + 16;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
    Wn = 5*2/fs;
    N = 3;
% tercer orden, menor procesado
    [a,b] = butter(N,Wn,'high');
% filtro pasa banda
    ecg_h = filtfilt(a,b,ecg_l);
    ecg_h = ecg_h/ max(abs(ecg_h));
    if gr
        ax(3)=subplot(323);plot(ecg_h);axis tight;title('High Pass Filtered');
    end
else
%%filtro pas abanda para cancelación de ruido de otras frecuencias de
%%muestreo(Filtrado)
    f1=5;
% corte de baja frecuencia para eliminar el movimiento de la línea base
    f2=15;
% corte de alta frecuencia para eliminar ruidos
    Wn=[f1 f2]*2/fs;
% corte según la fs
    N = 3;
% tercer orden, menor procesado
    [a,b] = butter(N,Wn);
% filtro pasa banda
    ecg_h = filtfilt(a,b,ecg);
    ecg_h = ecg_h/ max( abs(ecg_h));
    if gr
        ax(1) = subplot(3,2,[1 2]);plot(ecg);axis tight;title('Raw Signal');
        ax(3)=subplot(323);plot(ecg_h);axis tight;title('Band Pass Filtered');
    end
end
%% ===== filtro de derivada ===== %%
% -----  $H(z) = (1/8T)(-z^{(-2)} - 2z^{(-1)} + 2z + z^{(2)})$  ----- %
if fs ~= 200
    int_c = (5-1)/(fs*1/40);
    b = interp1(1:5,[1 2 0 -2 -1].*(1/8)*fs,1:int_c:5);
else
    b = [1 2 0 -2 -1].*(1/8)*fs;
end
ecg_d = filtfilt(b,1,ecg_h);
ecg_d = ecg_d/max(ecg_d);
if gr
    ax(4)=subplot(324);plot(ecg_d);
    axis tight;
    title('Filtered with the derivative filter');
end
%% ==== elevar al cuadrado de forma no lineal, resaltar picos relevantes ==== %%
ecg_s = ecg_d.^2;
if gr

```

```

ax(5)=subplot(325);
plot(ecg_s);
axis tight;
title('Squared');
end
%% ===== Media Móvil ===== %%
%-----Y(nt) = (1/N)[x(nT-(N - 1)T)+ x(nT - (N - 2)T)+...+x(nT)]-----%
ecg_m = conv(ecg_s ,ones(1 ,round(0.150*fs))/round(0.150*fs));
delay = delay + round(0.150*fs)/2;
if gr
ax(6)=subplot(326);plot(ecg_m);
axis tight;
title('Averaged with 30 samples length,Black noise,Green Adaptive Threshold,RED
Sig Level,Red circles QRS adaptive threshold');
axis tight;
end
%% ===== Marcas Fiduciales ===== %%
% Nota : se considera una distancia mínima de 40 muestras entre cada onda R
% siendo que desde un punto de vista fisiológico los intervalos RR no pueden
% ocurrir en menos de 200 ms de distancia
[pks,locs] = findpeaks(ecg_m,'MINPEAKDISTANCE',round(0.2*fs));
%% ===== Inicializar otros parámetros ===== %%
LLp = length(pks);
% ----- Guardar la señal QRS y la señal filtrada -----%
qrs_c = zeros(1,LLp); % amplitud de R
qrs_i = zeros(1,LLp); % ubicación
qrs_i_raw = zeros(1,LLp); % amplitud de R
qrs_amp_raw= zeros(1,LLp); % ubicación
% ----- Amortiguador de ruido -----%
nois_c = zeros(1,LLp);
nois_i = zeros(1,LLp);
% ----- Amortiguador para la señal y el ruido ----- %
SIGL_buf = zeros(1,LLp);
NOISL_buf = zeros(1,LLp);
SIGL_buf1 = zeros(1,LLp);
NOISL_buf1 = zeros(1,LLp);
THRS_buf1 = zeros(1,LLp);
THRS_buf = zeros(1,LLp);
%% iniciar la fase de entrenamiento (2 segundos de la señal) para determinar la
THR_SIG y THR_NOISE
THR_SIG = max(ecg_m(1:2*fs))*1/3;
% 0.25 de la amplitud máxima
THR_NOISE = mean(ecg_m(1:2*fs))*1/2;
% 0.5 de la señal media se considera ruido
SIG_LEV= THR_SIG;
NOISE_LEV = THR_NOISE;
%% Inicializar umbral de filtro pasa banda(2 segundos de la señal pasa banda)
THR_SIG1 = max(ecg_h(1:2*fs))*1/3;
% 0.25 de la amplitud máxima
THR_NOISE1 = mean(ecg_h(1:2*fs))*1/2;
SIG_LEV1 = THR_SIG1;
% Nivel de la señal en el filtro pasa banda
NOISE_LEV1 = THR_NOISE1;
% Nivel de la señal tras filtro pasa banda
%% ===== Umbrales y regla de decisión ===== %%
Beat_C = 0;
% Latidos sin procesar
Beat_C1 = 0;
% Latidos procesados

```

```

Noise_Count = 0;
% Contador de Sonidos
for i = 1 : LLp
    %% ===== ubicar el pico correspondiente en la señal filtrada === %%
    if locs(i)-round(0.150*fs)>= 1 && locs(i)<= length(ecg_h)
        [y_i,x_i] = max(ecg_h(locs(i)-round(0.150*fs):locs(i)));
    else
        if i == 1
            [y_i,x_i] = max(ecg_h(1:locs(i)));
            ser_back = 1;
        elseif locs(i)>= length(ecg_h)
            [y_i,x_i] = max(ecg_h(locs(i)-round(0.150*fs):end));
        end
    end
end
%% ===== actualizar la frecuencia cardíaca ===== %%
if Beat_C >= 9
    diffRR = diff(qrs_i(Beat_C-8:Beat_C));
% calcular intervalo RR
    mean_RR = mean(diffRR);
% calcular la media de los 8 anteriores intervalos
    comp =qrs_i(Beat_C)-qrs_i(Beat_C-1);
% último RR

    if comp <= 0.92*mean_RR || comp >= 1.16*mean_RR
        % ----- umbrales más bajos para mejor detección en MVI ----- %
        THR_SIG = 0.5*(THR_SIG);
        THR_SIG1 = 0.5*(THR_SIG1);
    else
        m_selected_RR = mean_RR;
% media del último latido regular
    end

end

%% = calcular la media de las últimas 8 ondas R para asegurar complejos QRS = %%
if m_selected_RR
    test_m = m_selected_RR;
%si el interval regular de R está disponible usarlo
elseif mean_RR && m_selected_RR == 0
    test_m = mean_RR;
else
    test_m = 0;
end

if test_m
    if (locs(i) - qrs_i(Beat_C)) >= round(1.66*test_m)
% muestra que un complejo QRS se omitió
        [pks_temp,locs_temp] = max(ecg_m(qrs_i(Beat_C)+
round(0.200*fs):locs(i)-round(0.200*fs)));
% buscar anteriormente y encontrar el máximo de este intervalo
        locs_temp = qrs_i(Beat_C)+ round(0.200*fs) + locs_temp -1;
% ubicación

        if pks_temp > THR_NOISE
            Beat_C = Beat_C + 1;
            qrs_c(Beat_C) = pks_temp;
            qrs_i(Beat_C) = locs_temp;
            % ----- Ubicar en señal filtrada ----- %
            if locs_temp <= length(ecg_h)

```

```

        [y_i_t,x_i_t] = max(ecg_h(locs_temp-round(0.150*fs):locs_temp));
    else
        [y_i_t,x_i_t] = max(ecg_h(locs_temp-round(0.150*fs):end));
    end
    % ----- Umbral de la señal pasa banda -----%
    if y_i_t > THR_NOISE1
        Beat_C1 = Beat_C1 + 1;
        qrs_i_raw(Beat_C1) = locs_temp-round(0.150*fs)+ (x_i_t - 1);
% guardar pasa banda
        qrs_amp_raw(Beat_C1) = y_i_t;
% guardar amplitud de pasa banda
        SIG_LEV1 = 0.25*y_i_t + 0.75*SIG_LEV1;
% cuando se encuentra con el segundo umbral
    end

        not_nois = 1;
        SIG_LEV = 0.25*pks_temp + 0.75*SIG_LEV ;
% cuando se encuentra con el segundo umbral
    end
    else
        not_nois = 0;
    end
end

%% ===== encontrar ruido y complejos QRS ===== %%
if pks(i) >= THR_SIG
    % ----- si no hay complejo QRS en los últimos 360ms buscar onda T -----%
    if Beat_C >= 3
        if (locs(i)-qrs_i(Beat_C)) <= round(0.3600*fs)
            Slope1 = mean(diff(ecg_m(locs(i)-round(0.075*fs):locs(i))));
% pendiente media de la onda en esa posición
            Slope2 = mean(diff(ecg_m(qrs_i(Beat_C)-
round(0.075*fs):qrs_i(Beat_C)))); % pendiente media de la última onda R
            if abs(Slope1) <= abs(0.5*(Slope2))
% pendiente menor que el 0.5 de la R anterior
                Noise_Count = Noise_Count + 1;
                nois_c(Noise_Count) = pks(i);
                nois_i(Noise_Count) = locs(i);
                skip = 1;
% identificación de la onda T
                % ----- ajustar niveles de ruido ----- %
                NOISE_LEV1 = 0.125*y_i + 0.875*NOISE_LEV1;
                NOISE_LEV = 0.125*pks(i) + 0.875*NOISE_LEV;
            else
                skip = 0;
            end
        end
    end
end
%----- skip es 1 cuando se detecta onda T ----- %
if skip == 0
    Beat_C = Beat_C + 1;
    qrs_c(Beat_C) = pks(i);
    qrs_i(Beat_C) = locs(i);

%----- revisar umbral de filtro pasa banda ----- %
    if y_i >= THR_SIG1
        Beat_C1 = Beat_C1 + 1;
        if ser_back

```

```

        qrs_i_raw(Beat_C1) = x_i;
% guardar pasa banda
        else
            qrs_i_raw(Beat_C1)= locs(i)-round(0.150*fs)+ (x_i - 1);
% guardar pasa banda
        end
        qrs_amp_raw(Beat_C1) = y_i;
% guardar amplitud pasa banda
        SIG_LEV1 = 0.125*y_i + 0.875*SIG_LEV1;
% ajustar umbral para señal filtrada
        end
        SIG_LEV = 0.125*pks(i) + 0.875*SIG_LEV ;
% ajustar nivel de la señal
        end

        elseif (THR_NOISE <= pks(i)) && (pks(i) < THR_SIG)
            NOISE_LEV1 = 0.125*y_i + 0.875*NOISE_LEV1;
% ajustar nivel de ruido en la señal filtrada
            NOISE_LEV = 0.125*pks(i) + 0.875*NOISE_LEV;
% ajustar nivel de ruido en MVI
            elseif pks(i) < THR_NOISE
                Noise_Count = Noise_Count + 1;
                nois_c(Noise_Count) = pks(i);
                nois_i(Noise_Count) = locs(i);
                NOISE_LEV1 = 0.125*y_i + 0.875*NOISE_LEV1;
% nivel de ruido en señal filtrada
                NOISE_LEV = 0.125*pks(i) + 0.875*NOISE_LEV;
% ajustar nivel de ruido en MVI
            end

            %% ===== ajustar umbral con SNR ===== %%
            if NOISE_LEV ~= 0 || SIG_LEV ~= 0
                THR_SIG = NOISE_LEV + 0.25*(abs(SIG_LEV - NOISE_LEV));
                THR_NOISE = 0.5*(THR_SIG);
            end

            %----- ajustar umbral con SNR para señal filtrada ----- %
            if NOISE_LEV1 ~= 0 || SIG_LEV1 ~= 0
                THR_SIG1 = NOISE_LEV1 + 0.25*(abs(SIG_LEV1 - NOISE_LEV1));
                THR_NOISE1 = 0.5*(THR_SIG1);
            end

            %----- tomar el trazado de los umbrales en la señal suavizada -----%
            SIGL_buf(i) = SIG_LEV;
            NOISL_buf(i) = NOISE_LEV;
            THRS_buf(i) = THR_SIG;
            %----- tomar trazado de los umbrales en la señal filtrada ----- %
            SIGL_buf1(i) = SIG_LEV1;
            NOISL_buf1(i) = NOISE_LEV1;
            THRS_buf1(i) = THR_SIG1;
            % ----- reiniciar parámetros ----- %
            skip = 0;
            not_nois = 0;
            ser_back = 0;
        end
        %% ===== Ajustar Tamaños ===== %%
        qrs_i_raw = qrs_i_raw(1:Beat_C1);
        qrs_amp_raw = qrs_amp_raw(1:Beat_C1);

```

```

qrs_c = qrs_c(1:Beat_C);
qrs_i = qrs_i(1:Beat_C);
%% ===== Graficados ===== %%
if gr
    hold on,scatter(qrs_i,qrs_c,'m');
    hold on,plot(locs,NOISL_buf,'--k','LineWidth',2);
    hold on,plot(locs,SIGL_buf,'--r','LineWidth',2);
    hold on,plot(locs,THRS_buf,'--g','LineWidth',2);
    if any(ax)
        ax(~ax) = [];
        linkaxes(ax,'x');
        zoom on;
    end
end
%% ===== Superposición de las Señales ===== %%
if gr
    figure;
    az(1)=subplot(311);
    plot(ecg_h);
    title('QRS on Filtered Signal');
    axis tight;
    hold on,scatter(qrs_i_raw,qrs_amp_raw,'m');
    hold on,plot(locs,NOISL_buf1,'LineWidth',2,'LineStyle','--','color','k');
    hold on,plot(locs,SIGL_buf1,'LineWidth',2,'LineStyle','-.','color','r');
    hold on,plot(locs,THRS_buf1,'LineWidth',2,'LineStyle','-.','color','g');
    az(2)=subplot(312);plot(ecg_m);
    title('QRS on MVI signal and Noise level(black),Signal Level (red) and Adaptive
Threshold(green)');axis tight;
    hold on,scatter(qrs_i,qrs_c,'m');
    hold on,plot(locs,NOISL_buf,'LineWidth',2,'LineStyle','--','color','k');
    hold on,plot(locs,SIGL_buf,'LineWidth',2,'LineStyle','-.','color','r');
    hold on,plot(locs,THRS_buf,'LineWidth',2,'LineStyle','-.','color','g');
    az(3)=subplot(313);
    plot(ecg-mean(ecg));
    title('Pulse train of the found QRS on ECG signal');
    axis tight;
    line(repmat(qrs_i_raw,[2 1]),...
        repmat([min(ecg-mean(ecg))/2; max(ecg-mean(ecg))/2],size(qrs_i_raw)),...
        'LineWidth',2.5,'LineStyle','-.','Color','r');
    linkaxes(az,'x');
    zoom on;
end
end

```



Ilustración 42: Sujeto #1

Fuente: Imagen propia.

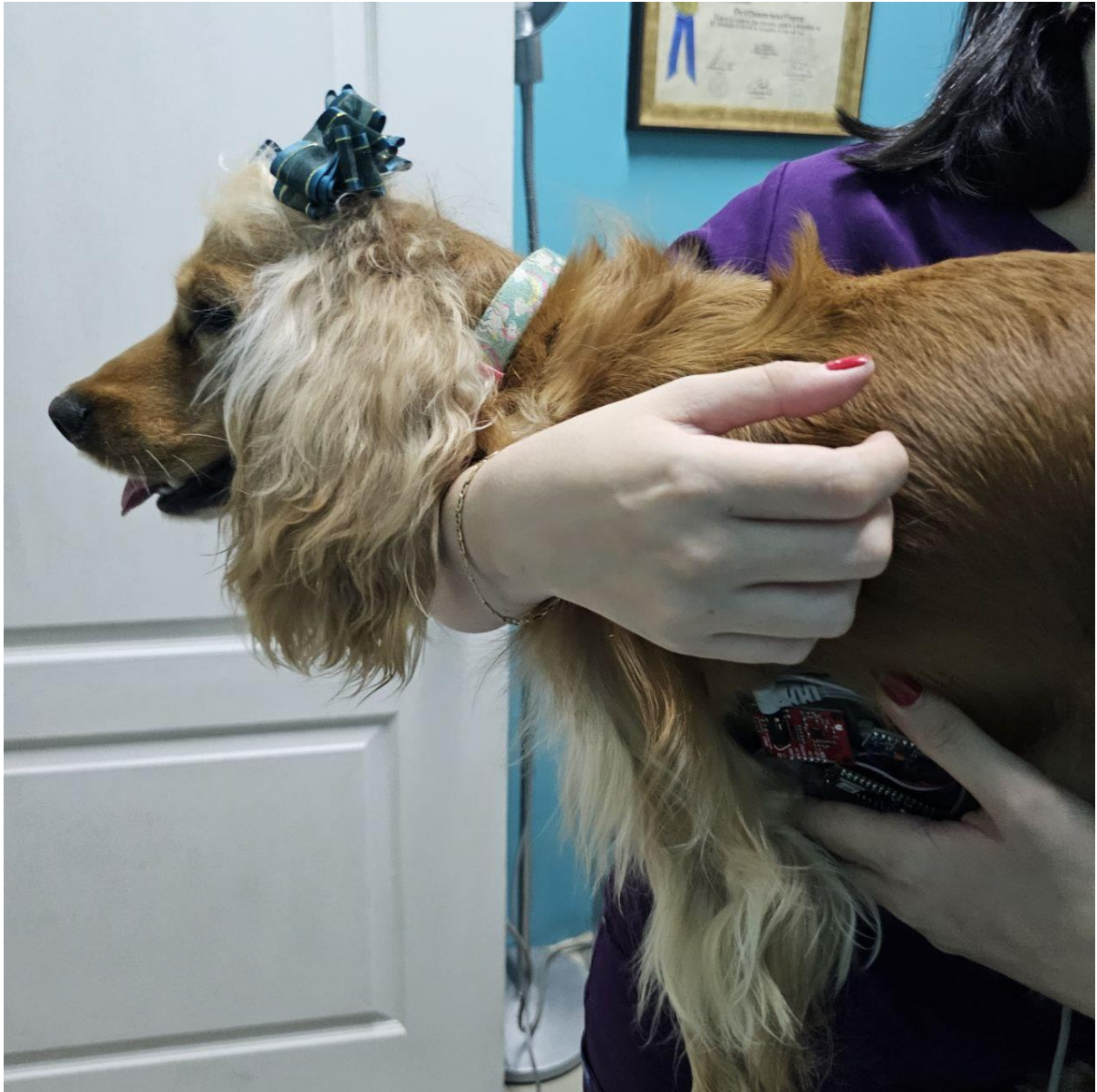


Ilustración 43: Sujeto #2

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 44: Sujeto #3

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 45: Sujeto #4

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 46: Sujeto #5

Fuente: Imagen propia.

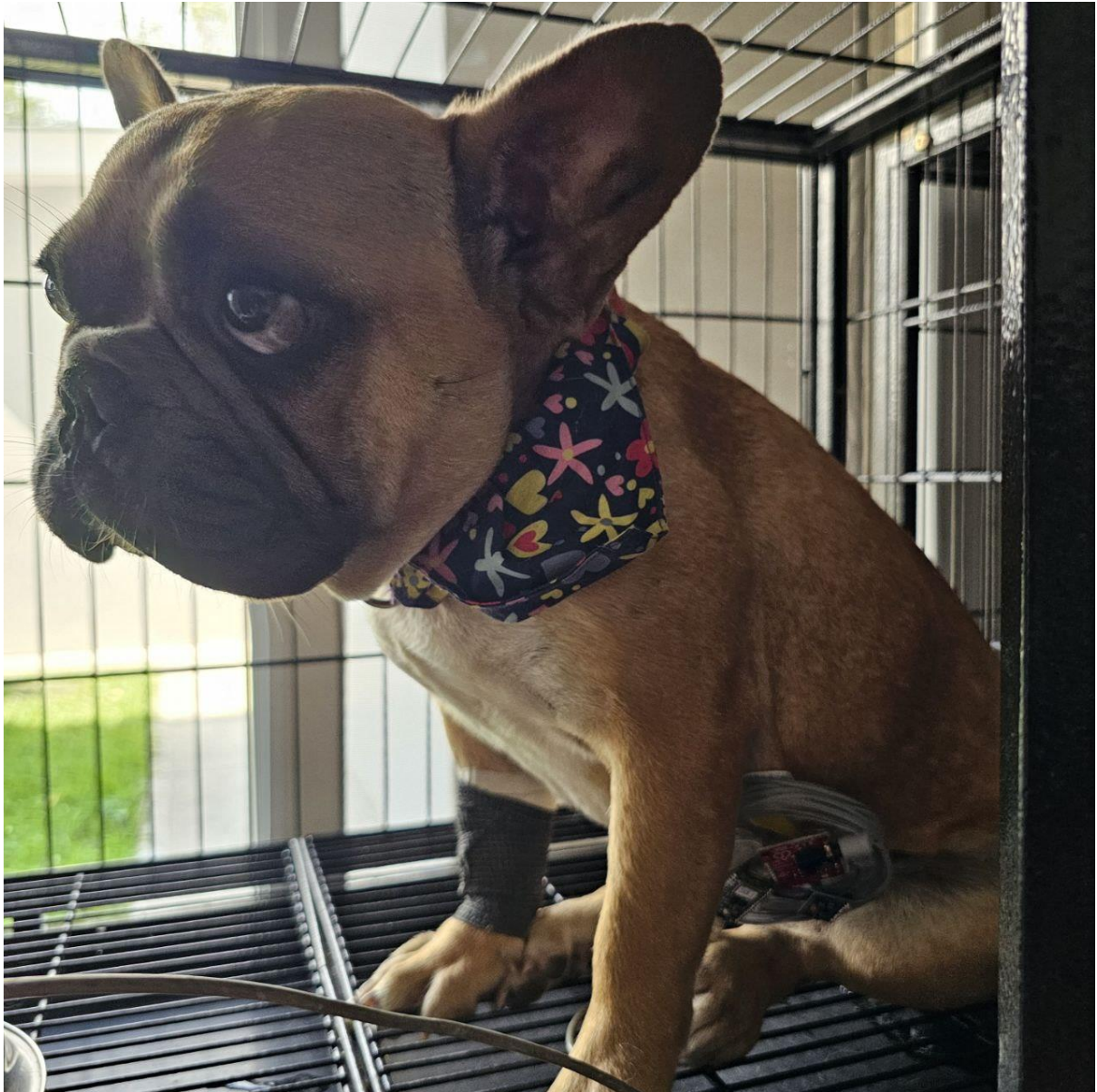


Ilustración 47: Sujeto #6

Fuente: Imagen propia.



Ilustración 48: Sujeto #7

Fuente: Imagen propia.