

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ**

**FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA**



**DISEÑO DE UN DISPOSITIVO WEARABLE PARA  
ESTABILIZAR Y MONITOREAR LA MARCHA DE  
PERROS CON DISPLASIA DE CADERA**

**Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Mecatrónico**

**AUTOR**

**Néstor Omar Camacho Nalvarte**

**ASESOR:**

**Dante Angel Elias Giordano**

Lima, Marzo, 2022



© 2022, Nestor Camacho Nalvarte

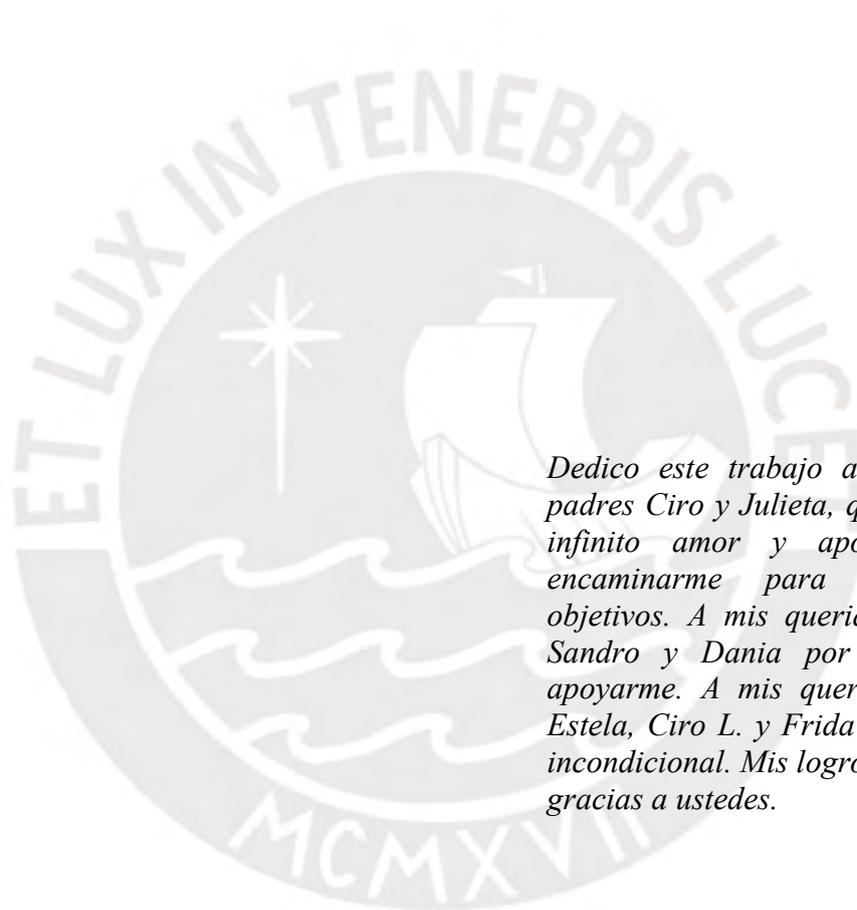
**Se autoriza la reproducción total o parcial,  
Con fines académicos a través de cualquier  
Medio o procedimiento, incluyendo la cita  
Bibliográfica del documento.**

## RESUMEN

En este trabajo, se presenta el diseño de un wearable ligero y de bajo costo que estabiliza las articulaciones de la cadera de canes de tamaño mediano a mediano-grande con displasia. Esto es, perros con un tamaño de altura de cruz de 56 a 66 cm. Al mismo tiempo, el wearable dispone de un sistema de acelerómetros que permiten monitorear la marcha del animal, y a su vez, sensores electromiográficos que permiten estimar la carga que soporta la cadera. De esta forma, el wearable realiza un análisis objetivo del proceso de mejoría del animal, y a su vez mejora la calidad de vida de este.

En este documento se presenta la metodología del diseño, la cual se basó en el método alemán VDI2206. Este parte del estudio de la literatura, con el fin de plantear conceptos de solución y dilucidar un proyecto preliminar. Posteriormente se realizó la selección de componentes, seguido por la descripción de los métodos de análisis y procesamiento de las señales pertinentes, la lógica del sistema, y finalmente la descripción del sistema con sus planos respectivos.

El wearable consiste en dos paneles laterales flexibles, los cuales se sujetan firmemente a las patas traseras del animal. A su vez, estos se unen a una pechera que ejerce tensión lo cual permite estabilizar la cadera. Cada panel dispone de un microcontrolador, el cual en conjunto con los diversos componentes eléctrico-electrónicos, logran monitorear la marcha del can y estimar la carga en la cadera. Al mismo tiempo, el dispositivo permite grabar la información obtenida en una tarjeta microSD. Finalmente, el costo de fabricación y ensamble del wearable no supera los S/. 5,000, representando así una opción viable frente a intervenciones quirúrgicas, y a su vez posibilitando la comercialización de este.



*Dedico este trabajo a mis amados padres Ciro y Julieta, quienes con su infinito amor y apoyo supieron encaminarme para lograr mis objetivos. A mis queridos hermanos Sandro y Dania por alentarme y apoyarme. A mis queridos abuelos: Estela, Ciro L. y Frida por su apoyo incondicional. Mis logros son siempre gracias a ustedes.*

## AGRADECIMIENTOS

A Dios y su Madre Santísima por ser parte de mi vida y haberme permitido concluir satisfactoriamente mis estudios.

A la Pontificia Universidad Católica del Perú, a la Facultad de Ciencias e Ingeniería, a mis profesores, a los miembros del jurado, Mag. Victoria Abarca, Mtr. Bryan Rivera, y en especial a mi asesor, el Dr. Dante Elias, quien fue el colaborador principal durante el proceso; gracias a su experiencia, dirección y enseñanza es que fue posible el desarrollo de este trabajo.

A mi familia en general, y a mis buenos amigos.



## INDICE DE CONTENIDO

	Pág.
RESUMEN.....	ii
DEDICATORIA .....	iii
AGRADECIMIENTOS .....	iv
INDICE DE TABLAS .....	viii
INTRODUCCIÓN .....	1
ESTADO DEL ARTE.....	3
1.1 Locomoción canina.....	3
1.1.1 Caminata canina.....	4
1.1.2 Trote.....	5
1.1.3 Paso rápido.....	5
1.1.4 Galope.....	5
1.2 Métodos de análisis de caminata.....	6
1.2.1 Características temporales .....	7
1.2.2 Análisis cinemático .....	7
1.2.3 Electromiografía .....	8
1.2.4 Análisis cinético.....	9
1.3 Zona pélvica y cadera .....	9
1.4 Locomoción anormal y cojera .....	10
1.5 Displasia.....	10
1.6 Demografía de la DCC.....	12
1.7 Principales razas afectadas y similitudes .....	13
1.7.1 Pinscher Dobermann.....	13
1.7.2 Pinscher Alemán .....	14
1.7.3 Bóxer.....	15
1.7.4 Bullmastiff .....	15
1.7.5 Gran Danés.....	15
1.7.6 Rottweiler.....	16
1.7.7 Sennenhund.....	16
1.7.8 Berner Sennenhund.....	16
1.7.9 Similitudes .....	16
1.8 Dispositivos comerciales de estabilización.....	17
1.8.1 Sistema de soporte Walkin' Hip-EEZ.....	17

1.8.2	Ortocanis Hip Brace para perros con displasia .....	18
1.8.3	Hip Hound Brace, Ortho Dog .....	19
1.9	Proyectos en desarrollo y patentes .....	20
1.9.1	Exoesqueleto Mecánico, Purdue University .....	20
1.9.2	Dispositivo de movilidad para perros .....	21
1.9.3	Soporte para el tratamiento de DCC y desordenes lumbosacrales .....	21
1.9.4	Otras patentes.....	22
<b>DISEÑO CONCEPTUAL.....</b>		<b>24</b>
2.1	Requerimientos del sistema .....	24
2.2	Estructura de funciones.....	29
2.2.1	Dominio mecánico .....	30
2.2.2	Dominio eléctrico.....	30
2.2.3	Sensores .....	30
2.2.4	Dominio de control .....	30
2.2.5	Interfaz .....	31
2.3	Matriz morfológica y evaluación .....	33
2.4	Proyecto Preliminar .....	33
<b>DISEÑO DEL SISTEMA DE MONITOREO.....</b>		<b>36</b>
3.1	Consideraciones preliminares .....	36
3.2	Comunicación entre controladores .....	37
3.3	Selección de componentes .....	38
3.3.1	IMU (Acelerómetro) .....	38
3.3.2	Electromiografía superficial.....	41
3.3.3	Microcontrolador .....	47
3.3.4	Modulo microSD .....	48
3.3.5	Alimentación.....	48
3.4	Estimación de posición y carga en la cadera .....	51
3.4.1	Data de posición vs tiempo .....	51
3.4.2	Estimación de la posición en tiempo real .....	52
3.4.3	Estimación de la carga en la cadera .....	56
3.5	Diagrama de bloques del sistema electrónico y de control.....	62
3.6	Diagramas de flujo del sistema de control.....	63
3.6.1	Diagrama de flujo del controlador del panel izquierdo .....	63
3.6.2	Diagrama de flujo del controlador del panel derecho .....	65

3.7 Circuitos impresos .....	67
3.7.1 Tarjeta de circuito impreso del sensor inercial en el panel lateral izquierdo	68
3.7.2 Tarjeta de circuito impreso del controlador del panel lateral izquierdo .....	68
3.7.3 Tarjeta de circuito impreso del sensor inercial en el panel lateral derecho .	69
DISPOSITIVO, PLANOS Y ESTIMACION DE COSTOS .....	71
4.1 Detalle dispositivo wearable .....	71
4.1.1 Paneles laterales flexibles .....	71
4.1.2 Pechera y elemento de tensado .....	73
4.1.3 Ubicación de sensores.....	74
4.1.4 Contenedores de las tarjetas impresas.....	77
4.1.5 Dispositivo Integrado .....	78
4.2 Planos.....	79
4.3 Estimación de costos.....	80
4.3.1 Costo de diseño .....	80
4.3.2 Costo de manufactura .....	80
4.3.3 Costo de ensamble y pruebas de funcionamiento .....	82
4.3.4 Costo total del dispositivo.....	83
OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES .....	84
CONCLUSIONES .....	85
BIBLIOGRAFIA .....	86
ANEXOS A ALTERNATIVAS DE SOLUCIÓN Y EVALUACIÓN.....	89
ANEXOS B PLANOS .....	99

## ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 2.1: Resumen de los requerimientos del wearable.....	29
Tabla 3.1: Especificaciones acelerómetro MPU-6050.....	40
Tabla 3.2: Especificaciones acelerómetro ADXL345.....	40
Tabla 3.3: Especificaciones acelerómetro MPU-6500.....	41
Tabla 3.4: Resumen de especificaciones acelerómetros .....	41
Tabla 3.5: Especificaciones técnicas sEMG Grove .....	42
Tabla 3.6: Especificaciones técnicas sEMG MyoWare Muscle Sensor .....	43
Tabla 3.7: Resumen de especificaciones alternativas sEMG.....	46
Tabla 3.8: Especificaciones microcontrolador TIVA-C TM4C123G.....	47
Tabla 3.9: Especificaciones microcontrolador ESP-WROOM-32.....	48
Tabla 3.10: Resumen de especificaciones alternativas microcontroladores .....	48
Tabla 3.11: Consumo de corriente de los componentes seleccionados .....	49
Tabla 3.12: Magnitud de las fuerzas musculares como porcentaje del peso del animal .....	59
Tabla 3.13: Vectores de la Ecuación 3.14.....	60
Tabla 3.14: Vectores de la Ecuación 3.16.....	61
Tabla 4.1: Lista de planos de despiece.....	79
Tabla 4.2: Lista de planos explosionados .....	79
Tabla 4.3: Lista de planos electrónicos .....	80
Tabla 4.4: Costos de componentes importados.....	81
Tabla 4.5: Costos de materiales .....	81
Tabla 4.6: Costos de manufactura.....	82
Tabla 4.7: Costo de manufactura total .....	82

## INTRODUCCIÓN

Muchas enfermedades o condiciones que pueden pensarse exclusivas de las personas en realidad suelen afectar de igual modo a animales, entre estas está la displasia de cadera, la cual es una anomalía osteoarticular que se puede presentar tanto en humanos como en perros, afectando especialmente a perros de razas medianas y grandes [Loder, 2017].

La displasia de caderas canina (DCC) consiste en la formación anormal de los sockets de las caderas, es una enfermedad genética modulada por epigenética y factores ambientales que al no ser tratada degenera en artritis. Otra de las consecuencias de esta condición es la cojera, consecuencia de redistribuir el peso de una forma no equitativa en las extremidades, a diferencia de las personas que solo pueden distribuir su peso en dos piernas al caminar, los animales disponen de 4 patas. La pata, aliviada de la carga, pierde masa muscular con el tiempo (atrofia muscular) mientras que las demás al ser sobre exigidas tienden a ser más tensas, generando así una cojera más pronunciada y un paso distorsionado. Debido a que esta cojera no es producto de una mialgia que, como muchos dolores musculares, disminuye o desaparece completamente en el tiempo, persiste indefinidamente afectando, y complicando aún más, la salud del animal. Por otro lado, las articulaciones al degenerar en artritis pueden incurrir en osteoporosis.

A diferencia de otras condiciones, la DCC no tiene una cura completa, su tratamiento está enfocado en mejorar la calidad de vida, entre las técnicas usadas para este fin están el control de peso del animal [Vetrica, 2014], el uso de medicamentos como antiinflamatorios no esteroideos (AINE), el establecer una rutina de ejercicios, y el uso de suplementos dietéticos [American Kennel Club, 2020]; también es posible hacer uso de métodos invasivos para modificar, reparar o reemplazar la cadera. Entre los factores para determinar si un perro necesita de cirugía están la edad, peso y dolor percibido por el animal junto con el grado de displasia, estilo de vida y el finalmente el factor económico<sup>1</sup>.

La displasia de caderas no es una condición poco frecuente, en Estados Unidos y Canadá los perros presentan un riesgo de 15.56% de tener la condición (especialmente

---

<sup>1</sup> Tammy Hunter y Ernest Ward. Hip dysplasia in dogs. Consulta: 5 de septiembre de 2020. <https://vcahospitals.com/know-your-pet/hip-dysplasia-in-dogs>

hembras) [Todhunter, 2017], en Croacia la prevalencia de perros con DCC entre los años 2001 y 2009 fue del 18.75% [Stanin, 2011], y en el Perú, en la ciudad de Puno la cifra fue de 15.63% en caninos mestizos [Chura, 2011], mientras que otros estudios sitúan la cifra en 55% (específicamente en la raza Rottweiler) [Dávila, 2002].

En la actualidad, el único método exitoso para tratar a perros con un alto grado de displasia de cadera suele ser una intervención quirúrgica, que es un método invasivo no aplicable en todos los casos. Por lo tanto, es necesaria una alternativa que tenga más posibilidades de ser aplicada, que presente una ventaja económica en comparación a una intervención quirúrgica y, sobre todo, que sea efectiva y alivie las limitaciones que un perro sufre al no tratar su condición. El alto índice de presencia de esta condición en el Perú también aumenta el interés por encontrar alternativas.

Por lo tanto, se propone diseñar un wearable que estabilice las articulaciones de la cadera con displasia y a su vez monitoree la marcha del animal. Con el uso del wearable se espera que mejore la movilidad del can y, de forma indirecta, favorezca la recuperación muscular de perros con alto grado de DCC mejorando así la calidad de vida y retrasando las secuelas que esta enfermedad acarrea. Al usar el wearable, el animal podrá recobrar sus actividades normales en cierto grado. Además, el wearable servirá de alternativa a tratamientos invasivos costosos. Esta propuesta se orienta a perros de razas medianas a grandes con un grado de moderado a grave de DCC u otras enfermedades o traumas que causen un impacto similar en la cadera y sus articulaciones.

El trabajo contemplará la anatomía funcional y biomecánica de la cadera canina, los métodos y las tecnologías aplicadas en la actualidad para el tratamiento y rehabilitación de perros con DCC. Luego se elaborarán los requisitos que el wearable deberá cumplir para, seguidamente, realizar el diseño conceptual sobre la base de la norma alemana VDI2206. Con el diseño conceptual propuesto se realizará la ingeniería de detalle de los subsistemas del sistema mecatrónico, y se propondrán métodos para el monitoreo de la marcha. Finalmente, se elaborarán los planos de ensamble y despiece, además de estimar los costos de diseño y fabricación.

## **CAPÍTULO 1**

### **ESTADO DEL ARTE**

En este capítulo será presentado el estado del arte, y la base teórica en la que se apoyaran los conceptos de solución. Para este fin se presentará en primer lugar la locomoción canina y los diversos métodos de análisis de esta. Seguido por la anatomía funcional y la displasia de cadera canina (DCC) como interés principal. Finalmente, se mostrarán los diversos dispositivos, tecnologías y patentes que buscan mejorar la condición del animal al restablecer su movilidad e, indirectamente, aliviar los dolores que afligen a los perros con esta condición degenerativa.

#### **1.1 Locomoción canina**

La locomoción canina está definida como el conjunto de movimientos que define la traslación de un animal de un punto a otro. La anatomía del cuerpo del perro está diseñada simétricamente, es decir, el lado derecho debe reflejar el lado izquierdo. Es lógico pensar que los movimientos del lado derecho reflejan los movimientos del lado izquierdo; sin embargo, los perros tienen una preferencia para usar una lateralidad más que la otra, por lo que un perro puede ser diestro o zurdo. Otra de las características del andar canino es la variedad de formas de marcha, las que son el resultado combinado de la anatomía y la velocidad del movimiento.

Los pasos del perro son patrones de locomoción comúnmente estudiados que se pueden dividir en dos, simétricos y asimétricos. En los andares simétricos, como el caminar y el

trote, el movimiento de las extremidades en un lado del cuerpo de los perros repite el movimiento de las extremidades en el lado opuesto, con intervalos entre las caídas de los pies espaciados casi uniformemente. En las marchas asimétricas, como el galope, las extremidades de un lado no repiten los movimientos del otro, y los intervalos entre las caídas de los pies están desigualmente espaciados [Nunamaker, 2004].

### 1.1.1 Caminata canina

La caminata es descrita como la forma de locomoción más eficiente y menos fatigante del perro. Cuando camina, el perro nunca tiene menos de dos pies en el suelo (generalmente tres), y ocasionalmente los cuatro pies pueden estar en el suelo. Esto puede ser apreciado en la Figura 1.1 que también ilustra qué patas están en contacto en cada momento.

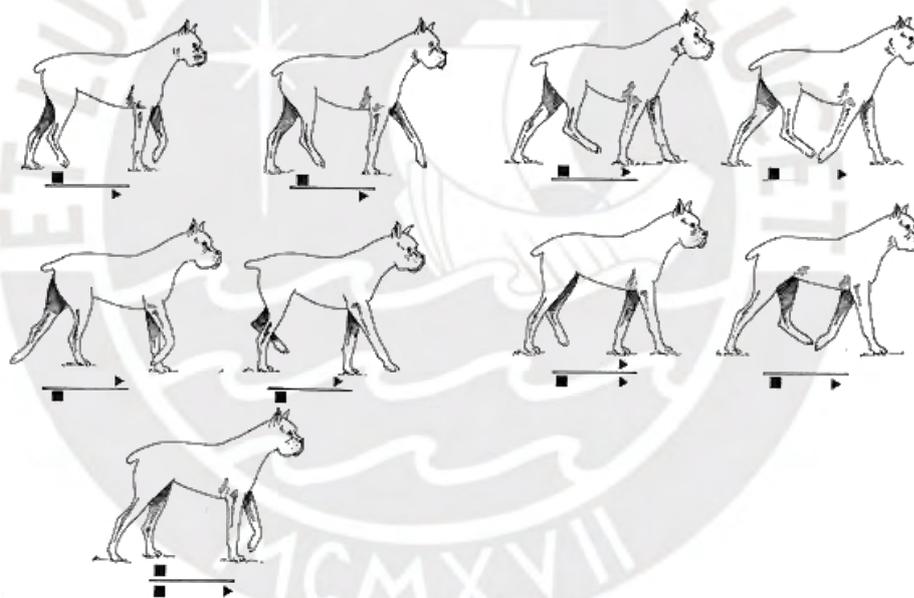


Fig. 1.1 Caminata del perro, la imagen ilustra la secuencia de movimiento y especifica las patas que se usan en cada paso.<sup>2</sup>

La fuerza vertical ejercida en las almohadillas delanteras del perro cuando camina es de aproximadamente 1.1 veces el peso corporal, y la cifra correspondiente de las almohadillas trasera es de 0,8 veces el peso corporal. Estas relaciones son estimadas a una velocidad de 1 a 1.5 m/s. Un estudio de las fuerzas que ejercían las patas en un

<sup>2</sup> Reggie. (2014). Canine gaits. [Figura]. Recuperado de <https://reggies-house.com/tag/dog-gait-terminology/>

ensayo dinámico reveló que, en la desaceleración, las patas delanteras ejercían más peso sobre el piso. Análogamente, en el proceso en el que el animal aceleraba, las patas traseras registraban una mayor fuerza de actuación [Nunamaker, 2004]. Por tanto, la distribución del peso tiene una relación estrecha con la marcha. La carga de peso, aunque es mantenida por las cuatro patas, es mayor en las patas delanteras. Como reveló el estudio, las patas delanteras también se utilizan para frenar el movimiento y absorber los golpes, mientras que las traseras reciben una mayor carga cuando el animal acelera su marcha.

### **1.1.2 Trote**

El trote es el paso simétrico producido cuando un par diagonal de patas se mueve de forma casi simultánea, logrando que la duración del contacto de las patas traseras con el suelo sea mayor al de las delanteras. Normalmente en este movimiento, dos patas siempre están en contacto con el suelo. La diferencia entre la caminata y el trote está en los movimientos verticales del cuerpo, especialmente aquellos del cuello y la cabeza. También existe un mayor movimiento en las articulaciones, especialmente en hombros, codos y articulaciones tarsales de las patas traseras [Nunamaker, 2004].

### **1.1.3 Paso rápido**

En la caminata simétrica, donde el peso del animal es soportado por pares laterales de patas, el animal se mueve al columpiar un par de patas (delantera y trasera lateral) mientras el peso es soportado por el otro par. Este tipo de movimiento se presenta normalmente en razas con patas relativamente largas [Nunamaker, 2004].

### **1.1.4 Galope**

El galope es un paso asimétrico usado para conseguir velocidades mayores. Existen dos tipos de galope que producen diferentes velocidades, una optimizada para mantener una velocidad relativamente lenta por períodos más prolongados, y otra enfocada en velocidad y de menor duración. Esta asimetría puede ser observada en la Figura 1.2, este paso presenta un patrón circular de contacto con el suelo con un solo punto de apoyo conformado por dos patas, más dos fases de suspensión por paso [Nunamaker, 2004].

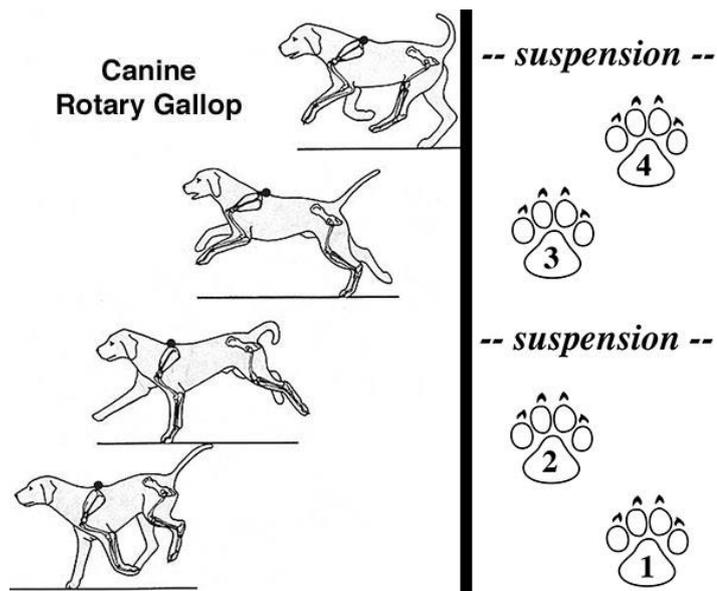


Figura 1.2 Ilustración del patrón circular del galope en perros.<sup>3</sup>

## 1.2 Métodos de análisis de caminata

El estudio de la locomoción es fundamental para evaluar la conformación y el andar de cualquier animal. Al mismo tiempo suele ser usada para dirigir un diagnóstico; sin embargo, implementar este estudio en un ambiente clínico es complejo debido al equipo y poder de procesamiento que suelen ser requeridos. Es por esta razón que el análisis se limita a uno de naturaleza subjetiva en vez de uno basado en información cuantitativa; esto último tiene consecuencias negativas en el análisis ya que este depende de la habilidad del observador. Por otro lado los resultados no suelen ser consistentes, esto se evidencia en discrepancias entre especialistas, y diferencias entre las observaciones hechas por estos y datos reales [Hicks, 2013]. Si bien un análisis de la marcha ayuda a dirigir el diagnóstico, la toma de placas radiográficas representa un medio más objetivo y directo para el diagnóstico comparado al análisis subjetivo de la marcha. A esto se le suma el hecho que los veterinarios, al no estar necesariamente entrenados para la lectura de los datos obtenidos, tendrían pocos usos de los datos medidos. La situación empeora al considerar la falta de data de referencia de animales sanos para poder hacer las comparaciones respectivas.

<sup>3</sup> T. F. Fletcher (2019). Carnivore & Ungulate Locomotion. [Figura]. Recuperado de <http://vanat.cvm.umn.edu/run/index.html>

En la actualidad (en especial en Perú) el uso de datos estadísticos respecto al andar canino es escaso, tampoco existen medios que faciliten la captura de estos, por lo que un dispositivo que capture y almacene esta información relevante, permitiría dar el primer paso a un análisis objetivo y una correcta evaluación y comparación estadística.

Las herramientas y métodos descritos a continuación son usados para el estudio de la locomoción y caminata canina. A pesar que la razón costo beneficio suele ser alto, el estudio adecuado resulta en información valiosa. Tanto para el estudio de las diversas alteraciones de la caminata, como el diagnóstico y futuro tratamiento.

Finalmente, al examinar al perro en busca de cojera, el médico debe considerar diversas características, entre estas están la fluidez y coordinación de movimientos, el movimiento y posición de la cabeza y la cola, la asimetría en los movimientos de las patas delanteras en función a las traseras, la caída de los cuartos delanteros o traseros, y el arqueamiento de la espalda [Leach, 1977].

### **1.2.1 Características temporales**

El análisis temporal de la caminata en perros ha logrado identificar ciertos patrones para la velocidad promedio de la caminata, de igual modo identifica los tiempos de duración para sus fases. Las simetrías y asimetrías características también pueden ser fácilmente medidas con el uso de cronómetros y los patrones de las huellas que los perros dejan al caminar [Nunamaker, 2004]. Estos aspectos en combinación con el uso de cámaras de alta velocidad y plataformas de fuerza permiten recolectar más información de utilidad.

### **1.2.2 Análisis cinemático**

Este tipo de análisis se enfoca en el desplazamiento, velocidad y aceleración de los diversos segmentos del cuerpo. Para este fin se hace uso de fotos estroboscópicas o cámaras de alta velocidad [Nunamaker, 2004]. De esta forma también es posible medir de forma precisa los diversos ángulos que se forman en el momento de la caminata. Sin embargo, es necesario tener en cuenta fuentes comunes de error como lo es el movimiento relativo entre los puntos de referencia (determinados por elementos

flexibles adheridos al animal) detectados por las cámaras y las articulaciones del can [Ching-Ho, 2020]. Otra forma de análisis de este tipo es a través del uso de sistemas basados en sensores inerciales, los que pueden utilizarse para detectar y cuantificar cojera en perros [Rhodin, 2017].

### 1.2.3 Electromiografía

Existen dos tipos de electromiografías (EMG), electromiografías superficiales (sEMG) y electromiografías intramusculares (iEMG), el primer tipo se enfoca en el uso de electrodos superficiales para recolectar datos de la actividad muscular, mientras que el segundo tipo es un método invasivo que obtiene data más precisa y completa al usar agujas o cables unidos directamente a los músculos estudiados. Con cualquiera de estos métodos, es posible obtener un mapa de los músculos que se utilizan al caminar con el estudio de los pulsos eléctricos generados por la activación de estos [Nunamaker, 2004]. Una forma alternativa del estudio de la caminata del can es midiendo la intensidad de contracción de músculos relacionados directamente a esta como el vasto lateral, glúteo medio, o el músculo longísimo. En especial, la contracción del musculo vasto lateral está fuertemente relacionada con la presión soportada por la pata que contiene dicho músculo [Bockstahler, 2009].

La *American College of Veterinary Surgeons* hizo un estudio de la caminata en perros de raza Pastor Belga, el cual consistió en encontrar una relación entre los datos obtenidos al realizar los diversos tipos de estudios. En el caso de la data obtenida por sEMG, se comprobó que estos poseen una distribución normal. Se hizo la prueba de Kolomogorov-Smirnoff para llegar a dicha conclusión. Paralelamente, se verificó que no existe evidencia concluyente que relacione los resultados de las sEMG y la edad de los canes [Bockstahler, 2009].

La gráfica de la sEMG aplicada al vasto lateral tiene una forma particular, durante la caminata, esta tiene dos picos. El primer máximo relativo ocurre al inicio de la caminata mientras que el segundo ocurre aproximadamente a la mitad del ciclo, siendo este pico menor al primero. Ocurrido este segundo máximo, la actividad muscular decrece continuamente hasta llegar a un mínimo relativo aproximadamente en  $\frac{3}{4}$  del

ciclo, una vez pasado este mínimo, la actividad empieza a incrementar continuamente hasta llegar al primer pico del segundo ciclo.

#### **1.2.4 Análisis cinético**

Los estudios de este tipo se centran en las fuerzas generadas en las articulaciones, y aquellas generadas en los contactos con el suelo (Ground Reaction Forces) en el momento de la caminata. Esto se logra con el uso de plataformas de fuerza capaces de medir fuerzas verticales y horizontales, de estas fuerzas se hacen modelos matemáticos para aproximar las reacciones en las articulaciones debido a la poca posibilidad de medir estas directamente sin el uso de dispositivos invasivos [Nunamaker, 2004].

La gráfica de las fuerzas de reacción en el suelo (GRF, por sus siglas en inglés) tiene la forma de M suavizada, el primer pico sucede cerca al inicio del ciclo de la caminata. El segundo pico ocurre alrededor de la mitad del ciclo. Una vez el ciclo de caminata llega al 65%, no se detectan más fuerzas, lo que sugiere que entre el 66% y el 100% del ciclo, los músculos trabajan a tracción hasta empezar un nuevo ciclo de caminata.

El estudio de la *American College of Veterinary Surgeons* encontró que las gráficas de sEMG y las GRF están fuertemente relacionadas. Se hizo uso del coeficiente de correlación de Pearson para concluir que las gráficas de sEMG y GRF tienen una relación lineal positiva [Bockstahler, 2009].

### **1.3 Zona pélvica y cadera**

La pelvis rodea la cavidad pélvica y tiene diversas funciones, incluida la protección de las vísceras pélvicas, los órganos reproductivos y urinarios. La pelvis también es esencial en la locomoción y la postura del can. La cintura pélvica está formada por dos huesos de la cadera que se unen ventralmente en la sínfisis pélvica cartilaginosa y se articulan dorsalmente con el sacro. Los tres componentes de cada hueso de la cadera son el ilion, el pubis y el isquion. El hueso que se articula con los huesos de la cadera para formar la articulación de la cadera es el fémur. El tamaño de los huesos de las patas traseras varía notoriamente de raza a raza, finalmente cabe mencionar que las patas traseras soportan el 40% del peso del animal [Riegger-Krugh, 2016].

#### **1.4 Locomoción anormal y cojera**

La cojera en los perros puede manifestarse de diferentes formas. Si una o varias extremidades no trabajan de forma adecuada, las extremidades funcionales deben soportar la carga extra que se les asigna. Esto termina en un cambio de la posición del centro de masa hacia las extremidades sanas generando un desbalance, que es uno de los modificadores de una caminata normal.

El centro de masa de los canes tiende a estar más cercano a la cabeza que al extremo posterior, es por esta razón que la distribución del peso no es homogénea en las cuatro patas. La mayoría de razas reparten aproximadamente el 60% de su peso en las patas delanteras y el 40% restante en las traseras [Chalayon, 2013]. La diferencia de distribución del peso hace que la cojera, causada por alguna anomalía en los hombros, sea diferente a la cojera causada por la cadera.

La evaluación subjetiva de la locomoción mediante la observación es común en la práctica [Keegan, 2010]. Esta subjetividad, junto a otros factores como la habilidad de interpretación del especialista, raza del animal y severidad de la enfermedad, contribuyen a inconsistencias en el diagnóstico [Kelmer, 2005]. Sin embargo, existen características típicas de ciertos tipos de cojera que pueden ser observados en ciertas condiciones. El estudio de un San Bernardo con displasia de cadera bilateral (con mayor deterioro en la cadera derecha) reveló descoordinación aparente en la caminata [Leach, 1977]. Las extremidades traseras tenían un tiempo de contacto con el piso menor al normal y las extremidades anteriores se exigían más, lo que causaba que la parte anterior del cuerpo tuviese una altura menor a la normal, y que el animal posicione su cabeza por debajo del nivel normal. Esto desplazaba el centro de masa hacia las patas delanteras disminuyendo el peso en las patas traseras. Si bien estas observaciones no son suficientes para emitir un diagnóstico, son importantes para dirigir la atención del evaluador a las posibles zonas de importancia.

#### **1.5 Displasia**

La displasia de cadera canina es una malformación de la articulación de la cadera. Durante el crecimiento del animal, la cabeza femoral (bola) no encaja perfectamente en el acetábulo (cavidad). Esto se puede detectar cuando el perro está a una edad temprana, pues como la articulación es laxa, es posible palpar y sentir que la cabeza

femoral no está bien asentada en el acetábulo. Esto se puede observar claramente en la Figura 1.3, donde la articulación derecha representa una unión normal y la articulación izquierda presenta un grado de displasia.



Fig. 1.3: Contraste entre una articulación normalmente posicionada y una displásica.<sup>4</sup>

Conforme pase el tiempo sin atender la displasia, la articulación de la cadera se vuelve artrítica. La cápsula articular se engrosa e inflama, se desarrollan osteofitos (espolones óseos), el cartílago se erosiona, el acetábulo comienza a llenarse de hueso y la cabeza femoral puede llegar a luxarse.

Estas condiciones artríticas pueden desarrollarse rápidamente; cachorros con displasia de cadera grave pueden desarrollar artritis grave en menos de un año<sup>5</sup>. Este desarrollo es ilustrado en la Figura 1.4, donde la figura (a) es una articulación con displasia en sus fases iniciales, todavía se puede observar un cartílago completo y sano. La figura (b) muestra el proceso ya desarrollado consecuencia del desgaste anormal del cartílago, al mismo tiempo, la zona del socket se llena de tejido óseo al estar anormalmente libre de carga.

La DCC se presenta como la inestabilidad de la articulación, la bola del fémur se mueve anormalmente relativo respecto al socket de la cadera, desgastando el cartílago que existe en la unión; de este modo se forman cicatriz ósea y espolones, características que son propias de la artritis.

<sup>4</sup> NEMDA. (2020). Hip Dysplasia. [Radiografía]. Recuperado de <https://nemda.org/hip-dysplasia-acl/>

<sup>5</sup> Colorado Canine Orthopedics. Consulta 22 de septiembre de 2020. <https://www.canineortho.com/index.php/anatomy-of-canine-hip-dysplasia>

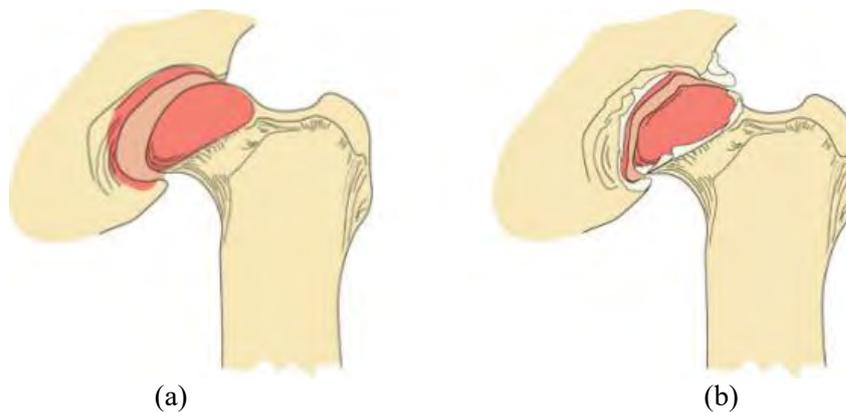


Fig. 1.4: Evolución del proceso artrítico. (a) Etapa temprana de una articulación de cadera con displasia y (b) Artritis desarrollada por desgaste<sup>6</sup>

En caso el animal requiera una cirugía, existen diferentes tratamientos para la displasia. Los más comunes son la osteotomía pélvica doble (o triple), osteotomía de la cabeza femoral, y el remplazo total de cadera [American Kennel Group, 2020]. El costo de estas cirugías varía en función al tipo de operación y cantidad de caderas a tratar.

Las cirugías que no consisten en el remplazo de caderas tienen un costo entre \$1000 y \$3000 por cadera, mientras que las cirugías de reemplazo de cadera varían entre \$3500 y \$7000. Este tipo de cirugías suelen ser recomendadas cuando el grado de deterioro de las caderas es muy avanzado, en estos casos es común que la cabeza del fémur también este comprometida, incrementando el costo de operación hasta en \$14000 por cadera afectada<sup>7</sup>.

## 1.6 Demografía de la DCC

Las estadísticas han permitido determinar si esta condición afecta a los perros en función a raza, edad, sexo, etc. Todhunter identificó que la DCC es más prevalente en razas Pinscher, Schnauzer, Moloso y el Perro de montaña suizo, teniendo estas razas una presencia del 20.4%, el grupo con menor presencia correspondió al Lebreles con un 5.2% [Todhunter, 2017]. Además, señala que la DCC se manifiesta más en hembras, pero con una variación más grande, el rango era de 3.36 más frecuente en Pastores de Tatra hembras comparado a 1.63 más frecuente en el Lebrél afgano macho. El estudio confirmó que la

<sup>6</sup> American College of Veterinary Surgeons. (s/f). Canine Hip Dysplasia. <https://www.acvs.org/small-animal/canine-hip-dysplasia>

<sup>7</sup> Kelsie McKenzie. Consulta 5 de octubre de 2020. <https://figopetinsurance.com/blog/high-cost-hip-dysplasia-dogs>

presencia de DCC varía en función a la raza, variando en 77.7% en bulldogs hasta 0% en el lebel italiano [Todhunter, 2017].

En Francia, un estudio concluyó que la mayor prevalencia era el Mastín italiano con 59.7%, siendo el Husky siberiano la raza con menor casos de DCC con 3.9% [Genevois, 2008]. Asimismo, "Veterinary Medical Database" ubica a la raza Terranova con la mayor incidencia de DCC, siendo esta de 17.16% versus el 0.12% del Terrier escocés [Witsberger, 2008]. Por otro lado, en hospitales universitarios veterinarios de EE.UU., la DCC tuvo mayor presencia en la raza Rottweiler con 35.4%, siendo la menor 1.5% en Schnauzer miniatura [Rettenmaier, 2002]. La variación de la prevalencia de DCC en razas de un país, o región en particular, probablemente son el resultado del flujo genético, el trabajo multi generacional de individuos y/o clubes de crianza [Todhunter, 2017].

Los estudios presentados no logran identificar alguna raza que sufra especialmente de esta condición genética. En el Perú no existen estudios suficientes para complementar la información expuesta, sin embargo, los estudios previos sugieren que algún estudio estadístico peruano también difiera de los realizados en otros países.

A pesar de estas variaciones en las razas afectadas de país a país, los resultados permiten identificar un conjunto de razas que por lo general padecen de DCC. Esto sigue siendo útil para determinar ciertos requisitos que el wearable deberá cumplir.

## **1.7 Principales razas afectadas y similitudes**

Las razas que tienden a ser más afectadas por la displasia de cadera son: Pinscher (Pinscher alemán, Dobermann), Moloso (Bóxer, Bullmastiff, Gran Danés, Rottweiler, Bulldog), y perros de montaña suizos (Sennenhund, Berner Sennenhund) [Todhunter, 2017]. Entre estas razas se observa que las razas grandes son las más afectadas, salvo excepciones como el Bulldog o perros Schnauzer estándar.

### **1.7.1 Pinscher Dobermann**

Esta raza se caracteriza por su físico y gran inteligencia. Con una esperanza de vida de 10 a 12 años, el Dobermann Pinscher suele tener una altura entre 66 a 71 cm (distancia

del piso a la cabeza) y una altura de cruz de 61 a 71 cm (distancia del piso a la cruz, prominencia situada en la porción anterior del espinazo). La estructura del cuerpo es cuadrada, esto es, la longitud tiene igual medida que la altura de cruz. Esta raza tiene un peso ideal entre 27 y 45 kg [AKC, 2020].

La Figura 1.5 describe las principales medidas de un perro Dobermann. Algunos autores definen la longitud como la distancia entre las patas traseras y la punta de la nariz del animal<sup>8</sup>; sin embargo, la longitud considerada en este documento corresponde a aquella distancia entre los glúteos y la unión del hombro con las patas delanteras.

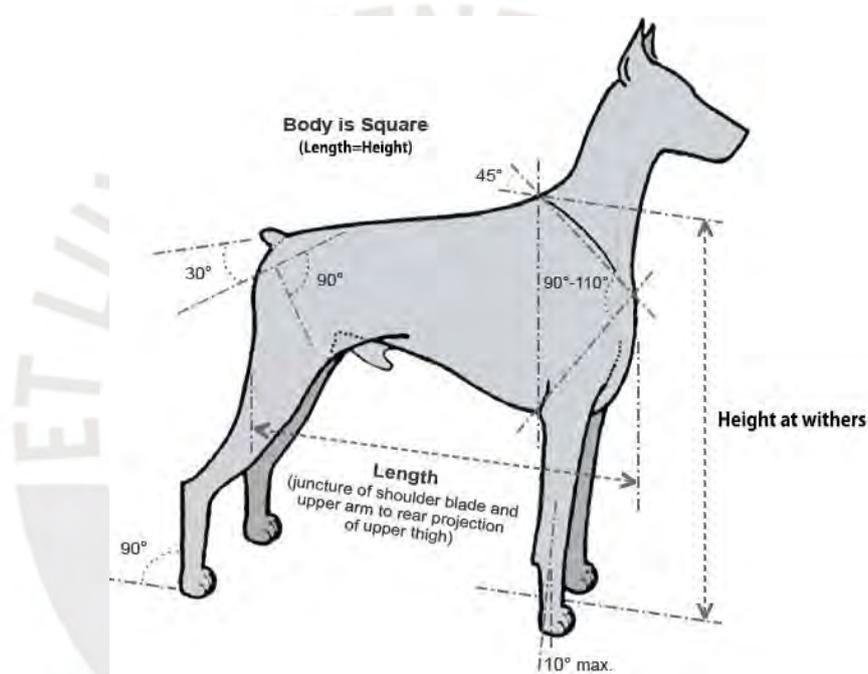


Fig. 1.5: Estructura angular del Dobermann<sup>9</sup>

### 1.7.2 Pinscher Alemán

Es una de las razas más antiguas de Alemania, y se considera el prototipo de las demás razas tipo Pinscher. Estos animales tienen una altura de cruz ideal entre 43 y 51 cm, al tener una proporción cuadrada, la longitud ideal también será entre 43 y 51 cm. El peso ideal de esta raza se sitúa entre 11 y 20.5 kg. Esta raza es muy energética, son ágiles y

<sup>8</sup> Sitios web como <https://www.dimensions.com/element/doberman-pinscher>, otros autores definen la longitud del animal como la medida del lomo, esto es la distancia de la base de la cola hasta la cruz.

<sup>9</sup> Doberman Pinscher Club of Bangladesh (2016). Angular Structure of a Dobermann. [Figura]. Recuperado de <https://www.facebook.com/DPCOBD/photos/a.155287988280416/155287994947082/>

atléticos por lo que requieren de amplio ejercicio diario para mantener una buena salud física y mental [AKC, 2020].

### **1.7.3 Bóxer**

Considerados una raza de trabajo; son alegres, pacientes y de naturaleza protectora. Es por esta razón que se les considera una buena raza para niños y también de perros de guardia. La altura de cruz de esta raza varía entre 54.5 y 63.5 cm, tienen una estructura cuadrada, por lo que la longitud es igual a la altura de cruz. El peso ideal de estos animales está en el rango de 22.7 a 36 kg. Son una raza muy energética por lo que requieren de buena cantidad de ejercicio diario, esto es debido a su crianza como perros para perseguir presas en la caza [AKC, 2020].

### **1.7.4 Bullmastiff**

También considerada como una raza de trabajo, es una raza de cabeza grande y ancha, con ojos oscuros, orejas en forma de V y un hocico ancho y profundo. Considerado como una raza para compañía familiar, fue criada originalmente por guardabosques ingleses para asistir su labor contra la caza furtiva. La altura de cruz suele estar entre 61 a 69 cm de alto, la longitud de estos animales suele ser un poco mayor a la altura de cruz, por lo que su forma es casi cuadrada. Finalmente, el peso ideal de estos animales está entre los 45 y 59 kg. Son una raza energética, pero dependiendo de la personalidad del animal, pueden ser sedentarios o muy activos. No es recomendable correr con ellos, pero son excelentes compañeros para caminar [AKC, 2020].

### **1.7.5 Gran Danés**

Es una de las razas más grandes, un Gran Danés parado en sus dos patas traseras suele ser más alto que una persona. Son buenos guardianes y por lo general tienen una esperanza de vida de 7 a 10 años. La altura de cruz de esta raza varía entre 71 y 81 cm. La proporción en los machos es cuadrada mientras que las hembras tienen una longitud ligeramente más larga que su altura de cruz. Por último, el peso ideal de esta raza se sitúa entre 50 y 80 kg. Finalmente, son una raza energética por lo que requieren de ejercicio diario acorde a la edad del animal [AKC, 2020].

### **1.7.6 Rottweiler**

Considerado una raza robusta de trabajo por su gran fuerza y ascendencia mastín romana. Al ser criados y entrenados adecuadamente, son animales tranquilos, seguros, valientes, y no agresivos sin provocación. Con una esperanza de vida de 9 a 10 años, tienen una altura de cruz ideal entre 56 y 69 cm de alto. La proporción ideal altura de cruz – longitud en esta raza es de 9:10, por lo que es casi cuadrada. El peso ideal es de 36 a 61 kg. Al ser una raza naturalmente atlética, requieren de ejercicio regular. Son excelentes trabajadores en pastoreo, rastreo y obediencia [AKC, 2020].

### **1.7.7 Sennenhund**

También llamado Perro Suizo de Montaña o Perro Suizo de Ganado, son una raza de trabajo famosa por su labor en el pastoreo de ganado. Son inmensamente fuertes y lo suficientemente ágiles para llevar a cabo la tarea de pastoreo. Tienen una esperanza de vida de 8 a 11 años, su altura de cruz ideal esta entre 60 y 72 cm de alto. Al igual que la raza Rottweiler, tienen una proporción semi cuadrada con una relación altura de cruz – longitud de 9:10, haciendo parecer la raza ligeramente más larga que alta. El peso ideal de esta raza se ubica entre 38.5 y 63.5 kg. Esta raza requiere de ejercicio moderado, por lo general un paseo moderado al día suele satisfacer sus necesidades físicas [AKC, 2020].

### **1.7.8 Berner Sennenhund**

También llamado Perro de montaña bernés, Boyero de Berna. Es una raza de perro boyera clasificada como de trabajo, es resistente a bajas temperaturas y usado comúnmente para el pastoreo. Esta raza puede vivir entre 7 y 10 años, su altura de cruz ideal esta entre 58.4 y 70 cm. Son una raza aparentemente cuadrada, pero la longitud suele ser algo más larga que su altura de cruz. El peso ideal de estos animales esta entre 32 y 52 kg. Es considerada una raza energética, por lo que requieren de ejercicio moderado por 30 minutos como mínimo. Esta raza suele competir y sobresalir en deportes de agilidad, pastoreo, obediencia, carreras y rastreo [AKC, 2020].

### **1.7.9 Similitudes**

Una vez listadas estas razas, se puede confirmar la tendencia de la displasia de caderas canina en función de las dimensiones de cada raza. Salvo el Pinscher alemán y el Gran

Danés, los cuales son las razas listadas más pequeña y grande respectivamente, la mayoría de las razas tienen una altura de cruz que varía entre 54 y 72 cm. Todas las razas listadas tienen una proporción cuadrada o semi cuadrada; por lo que, en todos los casos, la longitud del animal será igual o muy cercana a su altura de cruz. El Pinscher alemán tiene unas dimensiones similares a las del Schnauzer estándar, si bien ambas razas son normalmente más grandes que los Bulldogs, se encuentran fuera del límite inferior comparado a las demás razas. De forma análoga, el Gran Danés excede notoriamente a las demás razas con su gran tamaño.

Teniendo en cuenta estas referencias, se puede establecer una altura de cruz y longitud entre 54 y 72 cm como el rango en el que se encuentran la gran mayoría de razas grandes identificadas. En este rango de razas también es posible identificar el rango de pesos de estas (23 a 63 kg). Cabe mencionar que es generalmente aceptado, que un perro saludable puede cargar (con entrenamiento) hasta el 25% de su peso, con la excepción de algunas razas que pueden cargar hasta un 15% más<sup>10</sup>.

## **1.8 Dispositivos comerciales de estabilización**

En la actualidad existen métodos que mejoran la calidad de vida de los perros con cierto grado de DCC, entre estos métodos está el uso de dispositivos que alivian la carga de la cadera de forma pasiva, mejorando así la movilidad del animal. Entre estos productos están el “Walkin’ Hip-EEZ” de Walkin’ Pets, el “Hip Brace” de OrtoCanis, y el “Hip Hound Brace” de Ortho Dog. Estos productos están dirigidos a perros con un grado leve o medio de DCC con resultados en su mayoría favorables.

### **1.8.1 Sistema de soporte Walkin’ Hip-EEZ**

Este wearable es un asistente de movilidad diseñado para brindar apoyo a la articulación de la cadera en perros con displasia de cadera, artritis, deformidades conformacionales, traumas físicos, y procedimientos postquirúrgicos. El wearable utiliza paneles de neopreno para brindar un apoyo y compresión alrededor de la región de la cadera; el uso de la compresión crea un soporte para las articulaciones de la

---

<sup>10</sup> RIE (2016). Hiking or Backpacking with Your Dog. Recuperado de <https://www.peacebonepet.com/blogs/news/rei-hiking-or-backpacking-with-your-dog>

cadera<sup>11</sup>. El producto tiene una variedad de 4 tamaños y un subproducto para perros amputados. La Figura 1.6 ilustra a un perro haciendo uso del Walkin' Hip-EEZ. El precio de este wearable es de \$169.95 independientemente del tamaño.



Fig. 1.6: Sistema de soporte Walkin' Hip-EEZ<sup>12</sup>

### 1.8.2 Ortocanis Hip Brace para perros con displasia

Soporte diseñado para ayudar a perros con displasia de cadera o artritis. La faja estabiliza, calienta y una ejerce una ligera compresión a las articulaciones, músculos de las caderas, y la zona lumbar. Reduciendo el dolor, potenciando la actividad muscular, evitando así la atrofia muscular y favoreciendo la unión entre la cabeza del fémur y el acetábulo. El producto es dirigido a perros activos de todas las edades que padecen artritis, displasia de cadera leve a moderada. El dispositivo logra la disminución de la fricción durante el movimiento, así como el dolor o debilidad lumbar y cojera en la pierna trasera. Además, el aparato ortopédico, puede ser usado todo el día y quitarse durante la noche<sup>13</sup>. Este producto viene en tres tamaños y exige que se consulte a un veterinario previo al uso. La faja tiene un diseño similar al Walkin' Hip-EEZ, esto puede ser observado en la Figura 1.7. El precio de la faja es de €74.34 independientemente del tamaño.

<sup>11</sup> Wakin' Pets (2020). Walkin' Hip-EEZ Support System. <https://www.handicappedpets.com/walkin-hip-eez-support-system/>

<sup>12</sup> Hip support for dogs. [Foto]. Recuperado de <https://www.handicappedpets.com/walkin-hip-eez-support-system/>

<sup>13</sup> OrtoCanis (2014). Hip Brace Model ORT006S. <https://www.ortocanis.com/en/technical-helps-for-dogs/128-hip-and-back-brace.html>



Fig. 1.7: Faja de cadera OrtoCanis<sup>14</sup>

### 1.8.3 Hip Hound Brace, Ortho Dog

Diseñado para perros con problemas de artritis, displasia de cadera leve a moderada, dolor o debilidad en la parte inferior de la espalda y cojera en las piernas traseras. También puede ser usado en perros recuperándose de alguna cirugía o lesión. El Hip Hound se adapta a perros con una altura de al menos 33 cm (aparato ortopédico) y una circunferencia del pecho de al menos 30 cm y un máximo de 109 cm (arnés). Tanto la unidad de refuerzo como el arnés son ajustables<sup>15</sup>. La Figura 1.8 muestra a un perro haciendo uso del producto, donde nuevamente se puede apreciar la similitud entre los tres productos ya mencionados. El producto es de un solo tamaño y tiene un costo de \$110.



Fig. 1.8: Perro haciendo uso de la faja Hip Hound Brace<sup>16</sup>

<sup>14</sup> OrtoCanis (2014). Hip Brace Model ORT006S. [Foto]. Recuperado de <https://www.ortocanis.com/en/technical-helps-for-dogs/128-hip-and-back-brace.html>

<sup>15</sup> Ortho Dog (s/f). Hip Hound Brace. <https://orthodog.com/products/dog-hip-brace/>

<sup>16</sup> Ortho Dog (s/f). Hip Hound Brace. [Foto]. Recuperado de <https://orthodog.com/products/dog-hip-brace/>

Como se puede apreciar, estos productos parten de una faja cruzada que sujeta las patas traseras del animal, soportando el peso haciendo tensión con una correa sujeta a las patas delanteras, efectivamente trasladando la carga de las patas traseras a las delanteras.

## 1.9 Proyectos en desarrollo y patentes

Así como existen productos comerciales dirigidos a perros con cierto grado de displasia, existen patentes con un enfoque más global, e incluso un proyecto universitario que se distingue por su enfoque hacia perros con un alto grado de DCC.

### 1.9.1 Exoesqueleto Mecánico, Purdue University

En la Universidad de Purdue se desarrolló un exoesqueleto para ayudar a perros con un índice de DCC de moderado a alto, dicho exoesqueleto traslada de forma exitosa la carga que soportan las patas traseras hacia las delanteras logrando una mejora en la movilidad en 65% [Purdue, 2009]. La Figura 1.9 muestra el exoesqueleto desarrollado. La información respecto a este proyecto está limitada a un artículo informativo del periódico de la misma universidad, y un video adjunto en el mismo sitio web, no existen tesis o patentes publicadas al respecto.



Fig. 1.9: Exoesqueleto mecánico para perros con displasia de cadera grave<sup>17</sup>

---

<sup>17</sup> Purdue University (2009). Students design 'exoskeleton' for dogs with hip dysplasia. [Video]. Recuperado de <https://www.purdue.edu/uns/x/2009a/090115BergenBrace.html>

### 1.9.2 Dispositivo de movilidad para perros

Análogamente al proyecto universitario ya mencionado, existen diversas patentes de dispositivos que tienen como fin aliviar la carga del animal. La patente US20130152873 desarrollada por Jeff H. VerHoef (Figura 1.10) comprende un cordón elástico que puede conectarse de forma desmontable a un arnés para perros en un extremo y a un lazo en el otro. El lazo de la pata está configurado para acoplarse a una de las patas del perro, y esta es una tira de material enrollada en una configuración en ocho. Esta configuración consiste en una correa con una sección para el metatarso y otra sección para en el dedo de la pata. Ambas secciones de la correa encajan y se acoplan tanto al metatarso del perro como en los dedos de su pata. Con esta configuración es posible ayudar en el movimiento hacia adelante de una de las patas traseras de un perro, y con un movimiento hacia arriba de los dedos del pie del perro [VerHoef, 2011].

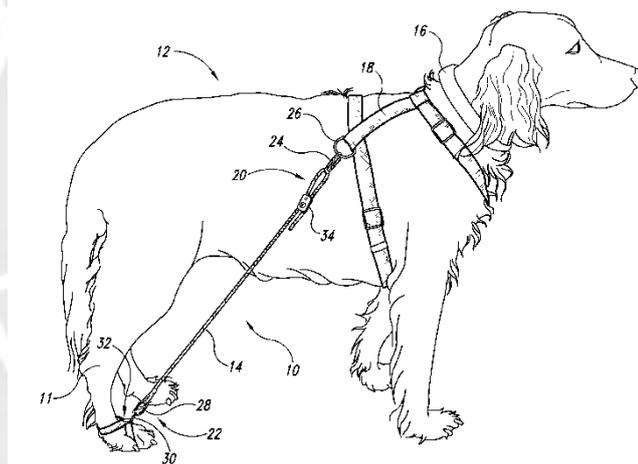


Fig. 1.10: Dispositivo de movilidad compuesto por una cuerda elástica y un arnés<sup>18</sup>

### 1.9.3 Soporte para el tratamiento de DCC y desordenes lumbosacrales

Esta patente US6880489, diseñada por Karen C., consiste en un dispositivo protésico para tratar la displasia de cadera canina y otros trastornos lumbosacros. El dispositivo protésico comprende en un arnés que se sujeta a la parte delantera del perro, y aparatos ortopédicos traseros complementarios. Estos aparatos complementarios consisten en correas para ambas piernas que son rodeadas en estas. Ambas abrazaderas se acoplan

<sup>18</sup> Jeff H. VerHoef (2011). Dog mobility device. [Figura]. Recuperado de <https://patents.google.com/patent/US20130152873>

al arnés con el fin de aplicar fuerza y adecuar la cadera hacia una posición natural. Una correa entre el arnés y los tirantes traseros complementarios atrae el tirante derecho y el tirante izquierdo hacia adelante [Hartmann, 2003]. La Figura 1.11 ilustra este conjunto arnés-fajas, es preciso resaltar la similitud de este conjunto y los productos comerciales mencionados anteriormente.

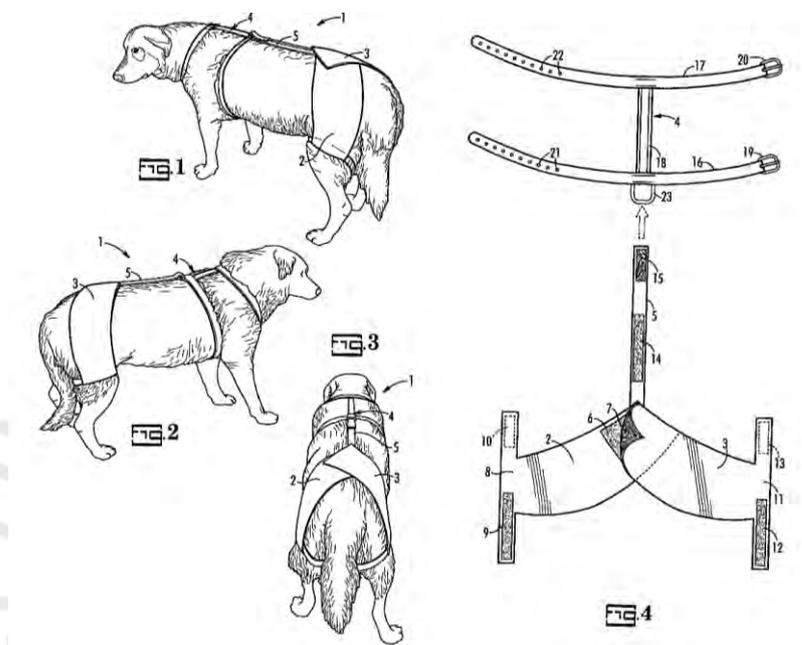


Fig. 1.11: Dispositivo para tratar displasia de cadera u otros desordenes lumbosacrales<sup>19</sup>

#### 1.9.4 Otras patentes

Otras soluciones menos compactas incluyen la patente WO2013094444A1 “Dog Walking Aid” creada por Ohashi Bunjin (Figura 1.12). Esta proporciona una ayuda para caminar sencilla y de bajo costo dirigido a la rehabilitación de perros con dificultades para caminar, sea por alguna condición, como la dislocación de las articulaciones de la cadera, obesidad, y similares. Con el uso de este dispositivo, los perros con buen pronóstico logran recobrar la capacidad de caminar mediante el ejercicio adecuado. El dispositivo ayuda en la caminata, reduciendo la carga que el perro distribuye en sus cuatro patas, particularmente las patas traseras, manteniendo al mismo tiempo una posición natural de caminata tanto como es posible para fomentar el ejercicio de una caminata natural [Bunjin, 2012].

<sup>19</sup> Karen C. (2003). Support for treatment of canine hip dysplasia and lumbosacral disorders. [Figura]. Recuperado de <https://patents.google.com/patent/US6880489>

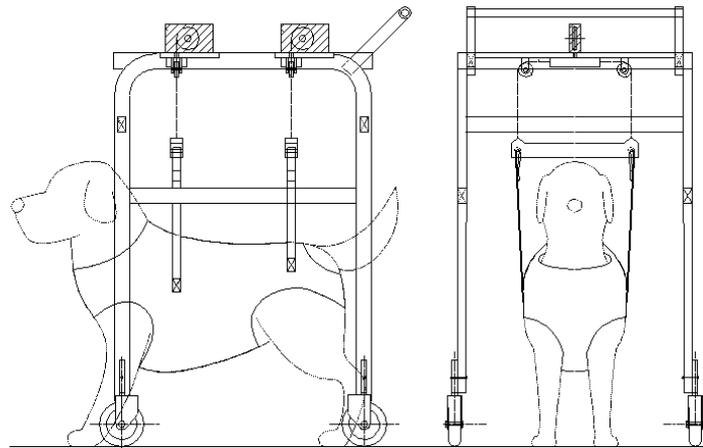


Fig. 1.12: Dispositivo para asistir la marcha en el proceso de rehabilitación del can<sup>20</sup>

Finalmente, la patente de órtesis móvil US4375203A desarrollada por J. Parkes, dirigida a animales con los cuartos traseros lesionados, consiste en un carro con ruedas que se acopla al tórax el animal, un miembro de apoyo de la cadera para llevar la parte trasera del animal. De esta forma se inmovilizan por completo las patas traseras logrando a su vez una posición natural [Parkes, 1982]. Se puede apreciar la estructura del dispositivo en la Figura 1.13.

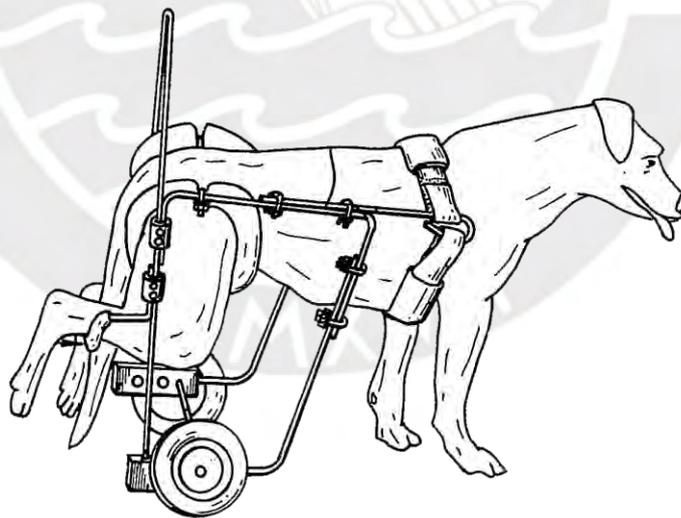


Fig. 1.12: Órtesis móvil tipo carretilla <sup>21</sup>

<sup>20</sup> Ohashi Bunjin (2011). Dog walking aid. [Figura]. Adaptado de <https://patents.google.com/patent/WO2013094444A1>

<sup>21</sup> Lincoln J. Parkes (1981). Prosthetic cart for animals. [Figura]. Adaptado de <https://patents.google.com/patent/US4375203A>

## **CAPÍTULO 2**

### **DISEÑO CONCEPTUAL**

En el siguiente capítulo serán presentados los requerimientos del sistema para la estabilización de las articulaciones con displasia en perros, así como otras consideraciones. De forma similar, es presentada la estructura de funciones, la cual permite dividir las subfunciones del wearable de forma adecuada. Esto es con el fin de proponer diversos conceptos de solución. Finalmente, será seleccionada la solución óptima tras evaluar las opciones planteadas, técnica y económicamente. El desarrollo del diseño conceptual del wearable se basará en la metodología de diseño de sistemas mecatrónicos, la cual corresponde a la norma alemana VDI2206.

#### **2.1 Requerimientos del sistema**

La DCC, como ya se mencionó en el capítulo anterior, deforma el caminar del perro y por ende afecta directamente el uso de los músculos de las patas, sobre exigiendo unos y atrofiando otros. La raíz de estos malestares es la misma carga del peso del animal que las articulaciones deberían soportar normalmente. Las articulaciones, al tener un grado de displasia, presentan una fricción que no debería darse en primer lugar. El reducir la carga en las articulaciones implica a su vez reducir la fricción anormal que se da en las articulaciones, reduciendo efectivamente el dolor que el animal siente y reduciendo las consecuencias que trae el desgaste. Es por esta razón que el wearable a diseñar estabilizará las articulaciones del animal, el efecto de esto será la reducción de la fricción anormal y consigo la mejoría en la calidad de vida del animal. Por otro lado,

el wearable deberá ser capaz de monitorear la marcha del animal y almacenar los datos para que estos puedan ser usados posteriormente fuera del sistema.

Es preciso entender que existen dos usuarios finales de este proyecto, el usuario directo será el animal con DCC, y usuario indirecto será el dueño quien lidiará con la instalación y mantenimiento del equipo. El perro necesita que sus articulaciones trabajen adecuadamente. Por ende, el wearable a diseñar deberá tener en cuenta la comodidad del animal y el peso que ejercerá en este, además deberá ser durable y no interferir con las actividades que el animal realiza normalmente. Finalmente, el wearable debe ser de fácil acoplamiento en el animal, de mantenimiento sencillo y, a su vez, su uso deberá ser intuitivo debido a que no necesariamente el usuario indirecto dispone de conocimientos profundos en tecnología.

Los requerimientos que el sistema tiene con el fin de garantizar, tanto su funcionamiento como su uso, son detallados a continuación.

#### **a) Función principal**

La displasia de cadera avanzada es dolorosa debido al proceso artrítico generado por la fricción en las articulaciones, dicho dolor es el principal causante de la locomoción anormal del animal, es por este motivo que la función principal del wearable será estabilizar las articulaciones, de esta manera la fricción será reducida, aliviando el dolor y restaurando la caminata normal del can. Al mismo tiempo el wearable deberá ser capaz de monitorear la caminata del animal, haciendo posible cuantificar la mejora de forma objetiva.

#### **b) Geometría**

El wearable, al no ser un elemento invasivo, se instalará externamente al animal, es por esta razón que se considera que ninguna parte del wearable sobresalga más de 3 cm del cuerpo. Esta es una cifra arbitraria debido a que la principal limitante del volumen será el peso final del wearable, al existir mochilas para perros mucho más grandes se puede afirmar que la cifra considerada es conservadora. Del mismo modo los subsistemas que pertenezcan al wearable deberán ser ubicados en alguna parte del cuerpo del perro.

Asimismo, debido a que la raza con menor longitud es de 54 cm, el tamaño del wearable y sus subsistemas no deberán exceder 3 cm x 36 cm x 36 cm. Esto es tras considerar un factor de seguridad de 1.5 en caso algún animal de alguna raza incluida sea más pequeño de lo normal.

### **c) Ergonomía**

El wearable será ergonómico para el usuario indirecto, esto es, el montaje y mantenimiento deben ser intuitivos para la persona que realice la instalación. Respecto al animal, debido a la falta de normas, recomendaciones y autores en el campo, el diseño del proyecto seguirá un sentido común con el fin que este no influya negativamente en las actividades diarias del animal, no le resulte incomodo, y tampoco deberá fatigarlo. Esto último solo podrá ser evaluado subjetivamente, en general, los perros pueden cargar en promedio el 25% de su peso total tras ser entrenados para este fin, siendo el peso recomendado para empezar dicho entrenamiento en perros saludables el 10% del peso total del can<sup>22</sup>. Debido a que el wearable será usado por periodos relativamente prolongados y en animales que no pueden ser considerados saludables, se considerará un peso máximo de 1 kg, lo cual representa el 5% del peso de la raza menos pesada considerada en este trabajo.

### **d) Material**

Los diversos componentes del wearable deberán ser ligeros, químicamente estables y no tóxicos. Al no haberse identificado una norma específica para la construcción de dispositivos de ayuda para canes del tipo que propone en este proyecto, la selección de materiales estará basada en la norma ISO 22523 “*External limb prostheses and external orthoses — Requirements and test methods*” la cual determina los requisitos en prótesis y órtesis externas para extremidades en humanos.

### **e) Cinemática**

El sistema a implementar tiene que captar datos diversos de la caminata del can, es por este motivo que no deberá existir movimiento relativo entre el animal y el wearable.

---

<sup>22</sup> Best Health Gear, The Complete Guide to Choosing a Dog Weight Vest. Recuperado de [https://besthealthgear.com/dog-weight-vest/#Choosing\\_A\\_Weighted\\_Vest\\_For\\_Your\\_Dog\\_4\\_Key\\_Factors](https://besthealthgear.com/dog-weight-vest/#Choosing_A_Weighted_Vest_For_Your_Dog_4_Key_Factors)

Al mismo tiempo, el wearable no deberá ejercer ninguna resistencia al movimiento del can, este podrá realizar los movimientos que podría hacer sin el wearable.

#### **f) Energía**

El suministro de energía del sistema requiere ser portátil, reusable, y autónomo acorde al diseño compacto. El sistema será diseñado para conectarse a tomas de corriente de 220VAC 60Hz, valores dispuestos por la red eléctrica peruana. Finalmente, debido a que las razas consideradas son, o energéticas, o altamente energéticas, requieren de un tiempo regular de paseo y ejercicio. Sin embargo, al tratarse de animales limitados por sus dolencias, no es realista esperar que estos animales realicen fuerte actividad física por tiempos muy prolongados, es por este motivo que se considerará una autonomía de 2 horas. Esto es tras considerarse un factor de seguridad de 2 y asumiendo que el can usará el wearable por un tiempo relativamente prolongado de 1 hora.

#### **g) Control**

El wearable deberá controlar la carga que finalmente recibirán las articulaciones afectadas, del mismo modo, el wearable se deberá desactivar cuando el animal no realice ninguna actividad física y deberá ser capaz de retomar su función una vez el perro continúe con sus actividades.

#### **h) Instrumentación**

La instrumentación será acorde a la estrategia de control dispuesta, será necesario el uso de sensores de fuerza o distancia para poder determinar la carga actual aproximada de las articulaciones y el uso de sensores inerciales para poder monitorear la caminata del animal. También será necesario un controlador para regular e interpretar las señales de control, y administrar el sistema en sí.

#### **i) Señales**

Se dispondrá de una señal que permita energizar el wearable y de otra que indique el inicio de operación. Por otro lado, estarán las señales de los sensores que habrán de ser procesadas. Similarmente, el wearable deberá determinar si está en condiciones de operación, esto se logrará luego de revisar el estado de los diversos componentes electrónicos, junto con la batería y el nivel de esta.

**j) Seguridad**

El wearable deberá garantizar en todo momento la seguridad, tanto del animal y la del dueño, como la del medio ambiente. Al mismo tiempo se tomará en cuenta la naturaleza activa del usuario directo, la cual aumenta la posibilidad de golpes y, por ende, daños que el animal o el wearable y sus componentes puedan sufrir. Por este motivo, no se usarán elementos o formas (salientes filosas, puntas, etc.) que puedan poner en riesgo la salud y el bienestar de los usuarios finales. De forma similar, el sistema eléctrico que use el wearable no deberá representar un riesgo, ya sea en la instalación o en el uso continuo. El equipo a desarrollar deberá alinearse al Código Nacional de Electricidad - Utilización y su modificación RM 175-2008.

**k) Montaje**

El diseño del wearable permitirá un acoplamiento al animal sencillo e intuitivo, de igual forma, con miras a un mantenimiento más sencillo, el wearable podrá ser armado y desarmado de forma fácil y segura, esto último para que no exista el riesgo de que sea desarmado accidentalmente.

**l) Operación**

La operación y configuración del wearable debe ser de carácter fácil e intuitivo, una vez montado el wearable, bastará con un número mínimo de operaciones para poder empezar a almacenar los datos deseados.

**m) Mantenimiento**

Los componentes del wearable han de ser de fácil disponibilidad en el mercado peruano, esto con la finalidad de facilitar el reemplazo de las partes en un eventual desperfecto.

**n) Costo**

Al nacer el proyecto como alternativa ante una intervención invasiva costosa, y al esperarse que esta pueda ser accedida por diversos dueños de canes, se estima un costo de fabricación máximo de S/ 3000, costo menor al de una operación relativamente sencilla en ambas caderas.

A continuación, en la Tabla 2.1 se muestra el resumen de los requerimientos planteados.

Tabla 2.1 Resumen de los requerimientos del wearable

Concepto	Requerimientos
Función principal	<ul style="list-style-type: none"> <li>Estabilizar las articulaciones del can con displasia.</li> <li>Mejorar la marcha del animal.</li> <li>Monitorear la marcha canina</li> </ul>
Geometría	<ul style="list-style-type: none"> <li>El wearable no será invasivo.</li> <li>Tamaño máximo total de los subsistemas de 3 x 54 x 54 cm.</li> </ul>
Ergonomía	<ul style="list-style-type: none"> <li>El diseño será ergonómico para el dueño del can.</li> <li>El wearable no deberá influir negativamente en el animal.</li> <li>Peso máximo de 1 kg.</li> </ul>
Material	<ul style="list-style-type: none"> <li>Los materiales a usar serán seleccionados tomando en cuenta las alineaciones de la norma ISO 22523.</li> </ul>
Cinemática	<ul style="list-style-type: none"> <li>No habrá movimiento relativo entre el animal y el wearable.</li> <li>El wearable no deberá ejercer ninguna resistencia al movimiento del can.</li> </ul>
Energía	<ul style="list-style-type: none"> <li>El wearable se conectará a la red eléctrica peruana de 220 VAC a 60 Hz.</li> <li>El sistema será autónomo, y esta será de 2 horas.</li> </ul>
Control	<ul style="list-style-type: none"> <li>La carga en las articulaciones será monitoreada.</li> <li>El equipo no almacenará datos cuando el animal no realice actividad física.</li> </ul>
Instrumentación	<ul style="list-style-type: none"> <li>Sensor de movimiento, carga y procesador para hacer posible el monitoreo del sistema.</li> </ul>
Señales	<ul style="list-style-type: none"> <li>Señales de identificación del estado físico del can y de la batería del wearable.</li> </ul>
Seguridad	<ul style="list-style-type: none"> <li>El diseño garantizará la seguridad de los usuarios, del wearable en sí y la del medio ambiente.</li> <li>El sistema será resistente a golpes.</li> <li>El wearable ha de ser eléctricamente seguro.</li> </ul>
Montaje	<ul style="list-style-type: none"> <li>Montaje y acoplamiento sencillo, intuitivo, y seguro.</li> </ul>
Mantenimiento	<ul style="list-style-type: none"> <li>Componentes de fácil acceso en el mercado.</li> </ul>
Costo	<ul style="list-style-type: none"> <li>Costo de fabricación alrededor de los 3000 soles.</li> </ul>

## 2.2 Estructura de funciones

La estructura de funciones y sub funciones nace a partir de los requerimientos del wearable estabilizador de articulaciones con displasia en perros, al estar definido este último, es posible desarrollar la estructura mencionada.

Cada función del dominio de control y de la interfaz recibe una alimentación acondicionada para su funcionamiento, es por este motivo que no se especifica de forma gráfica en cada elemento del gráfico.

### **2.2.1 Dominio mecánico**

En este bloque son descritas las funciones que son ejecutadas con energía mecánica. En primer lugar será necesario ubicar los componentes del sistema en el animal, una vez ubicados, estos deberán ser sujetados firmemente. Es importante que el movimiento relativo entre los componentes y el can sea el mínimo posible. Una vez los sistemas estén correctamente sujetados, las articulaciones del perro serán estabilizadas, y finalmente se retirará el wearable siguiendo los mismos pasos ya hechos pero de forma inversa.

### **2.2.2 Dominio eléctrico**

El wearable será cargado al conectarlo a la red eléctrica cuando este no esté en uso, y la energía será almacenada en una batería. Se energizará el sistema una vez el usuario active la señal de encendido, se acondicionará la energía al voltaje apropiado para los diversos componentes y se medirá constantemente la carga de la batería. El uso de los componentes eléctrico electrónicos generará un calor que deberá ser disipado debidamente.

### **2.2.3 Sensores**

Todos los sensores han de ser energizados apropiadamente una vez el usuario encienda el sistema, estos empezaran sus mediciones cuando el usuario active la señal de inicio. De forma análoga, los sensores dejaran de coleccionar datos cuando la señal de parada sea activada. Una función se encargará de sensar los movimientos de la caminata del animal, mientras que en paralelo se estimará la carga de la cadera.

### **2.2.4 Dominio de control**

El dominio de control será efectuado por un micro controlador, este será energizado cuando se encienda el sistema y estará a la espera de la señal de inicio para empezar a leer e interpretar las diversas señales que los sensores empezaran a registrar, entre estas están las señales de la caminata del can, la carga de sus articulaciones, y el nivel de la batería. Finalmente, luego de procesar los datos relevantes, estos se almacenarán.

### 2.2.5 Interfaz

En este dominio el dueño del can podrá encender o apagar el sistema, de forma similar también podrá indicar al sistema que empiece a tomar los datos de interés o que termine de hacerlo. El dueño también podrá observar el estado de la batería, si el wearable está en condiciones de trabajar, y por último si el wearable está capturando datos o no.

A continuación, se presenta el conjunto de estos dominios en la estructura de funciones del sistema, el cual corresponde al diagrama en la Figura 2.1, esta detalla los diversos dominios y sus funciones.



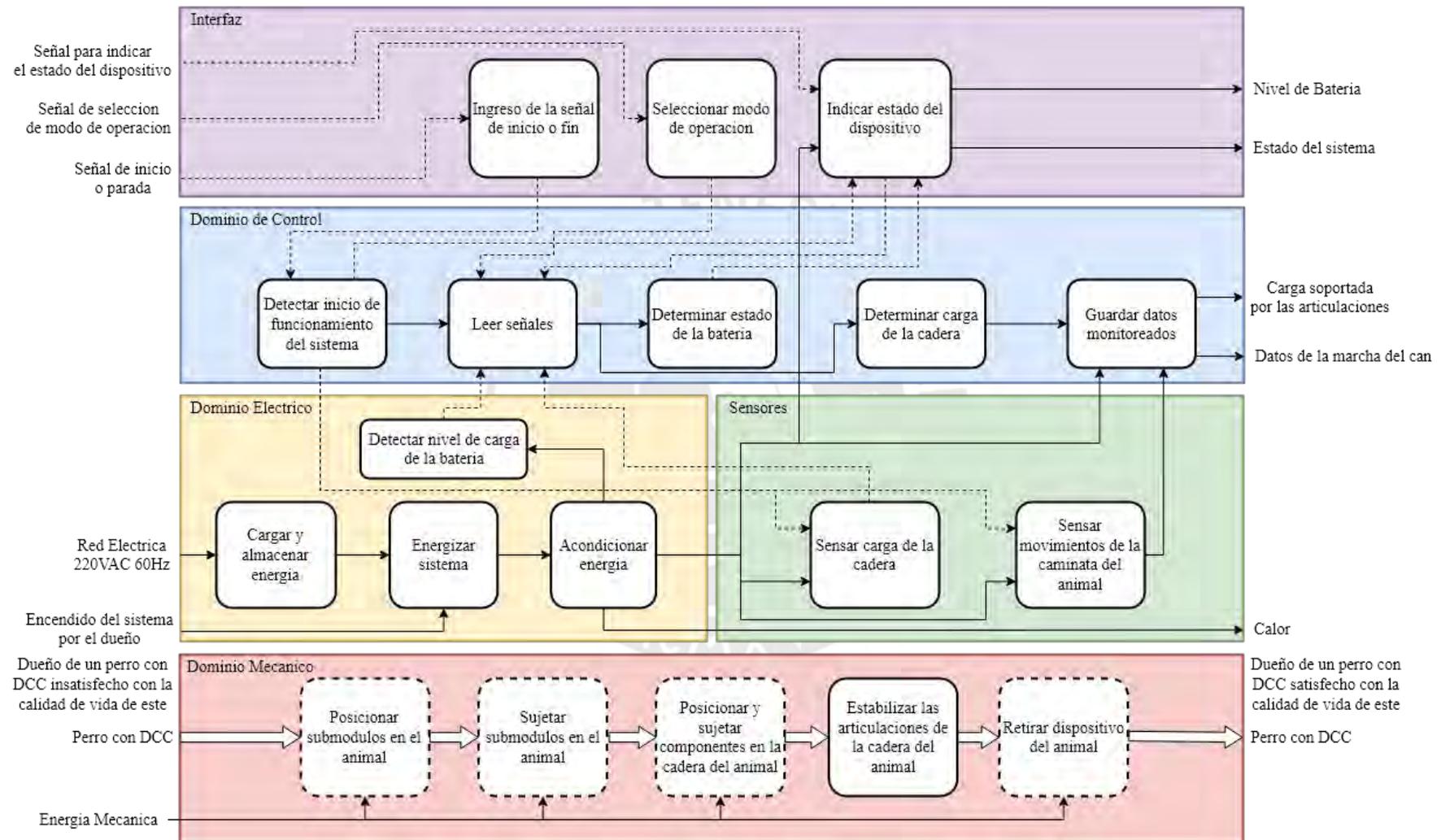


Fig. 2.1: Estructura de funciones

### 2.3 Matriz Morfológica y evaluación

Una vez definida la estructura de funciones, se desarrollan matrices morfológicas de los diversos dominios del sistema, en concordancia a la metodología alemana VDI2206. Esto con el fin de dilucidar opciones de solución a la problemática planteada. Son obtenidas tres soluciones, que posteriormente son evaluadas en función a criterios técnicos y económicos, para así obtener un denominado concepto solución óptimo. El proceso en el que es desarrollado lo anteriormente descrito, se encuentra en el Anexo A de la presente tesis.

### 2.4 Proyecto Preliminar

La Figura 2.2 ilustra el concepto de solución que fue evaluado como el óptimo. Este consiste en una faja tensora que cumple la función de estabilizar las articulaciones de la cadera del animal con displasia, el sistema de sensores, y la interfaz de usuario la cual es parte del módulo del sistema eléctrico y de control.

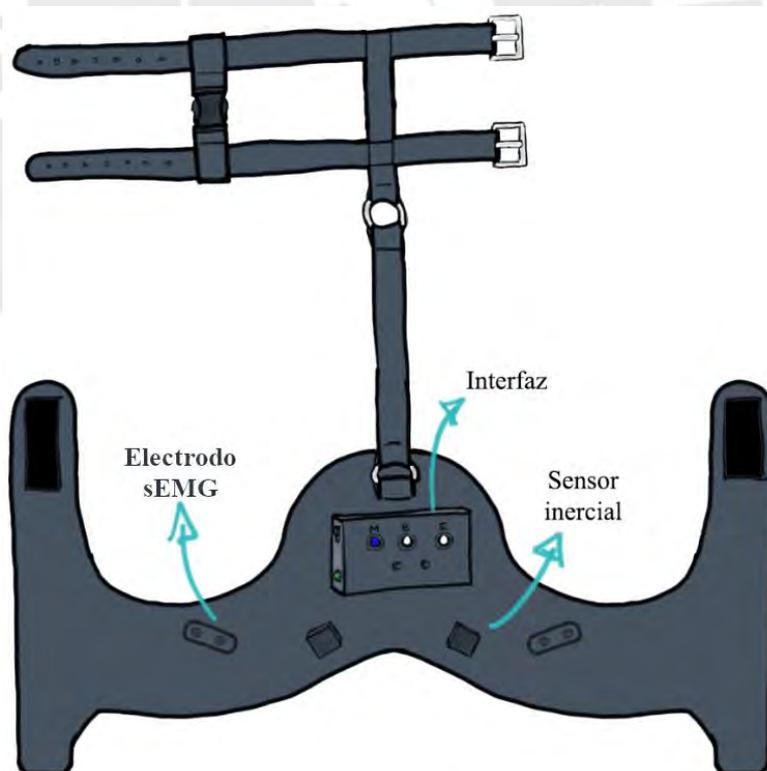


Fig. 2.2: Concepto de solución óptimo

El sistema de sensores consta de dos sensores inerciales (acelerómetros de eje único) los cuales estarán ubicados en los cuartos traseros del can de forma simétrica y a la altura de los músculos glúteos. Estos sensores serán los responsables del monitoreo de la marcha del can. De forma similar, dos electrodos serán ubicados a la altura del vasto lateral, su función será monitorear la activación de estos músculos y estimar la carga de la cadera. Estos datos registrados serán almacenados en una tarjeta de memoria flash para su posterior análisis por un profesional capacitado. La interfaz, el microcontrolador del sistema, y la batería, estarán contenidos en un mismo módulo que a su vez estará ubicada en el lomo del animal.

La interfaz, detallada en la Figura 2.3, consta de un interruptor que energizará todo el sistema, lo cual se verá reflejado en un LED ubicado al costado de este, ambos ubicados lateralmente en el módulo. Además, se tendrán tres LEDs indicadores para mostrar si el sistema está monitoreando, el estado de la batería, y un LED para indicar algún error según un código de colores que debería ser detallado en un manual de usuario, el cual se podrá elaborar luego que se tenga una versión comercial. Finalmente, existirán dos pulsadores, uno para iniciar o detener el proceso de monitoreo, y otro que permitirá revisar el estado de la batería.

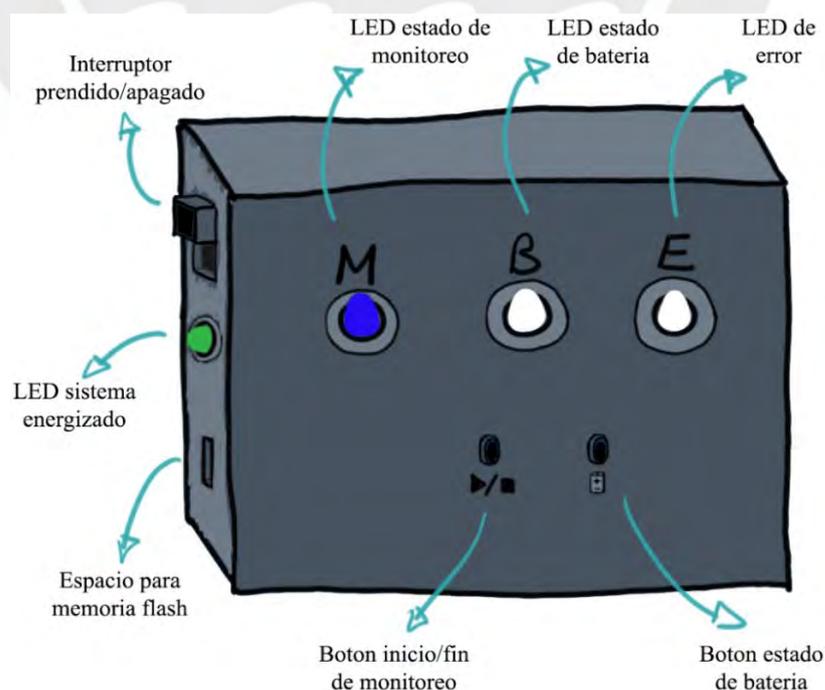


Fig. 2.3: Interfaz de usuario

El módulo del sistema eléctrico y de control, contendrá todos los elementos de potencia y un módulo de memoria para administrar el grabado de datos en la tarjeta flash. Dicho detalle, el cual conforma el interior de la interfaz, se puede apreciar en la Figura 2.4.

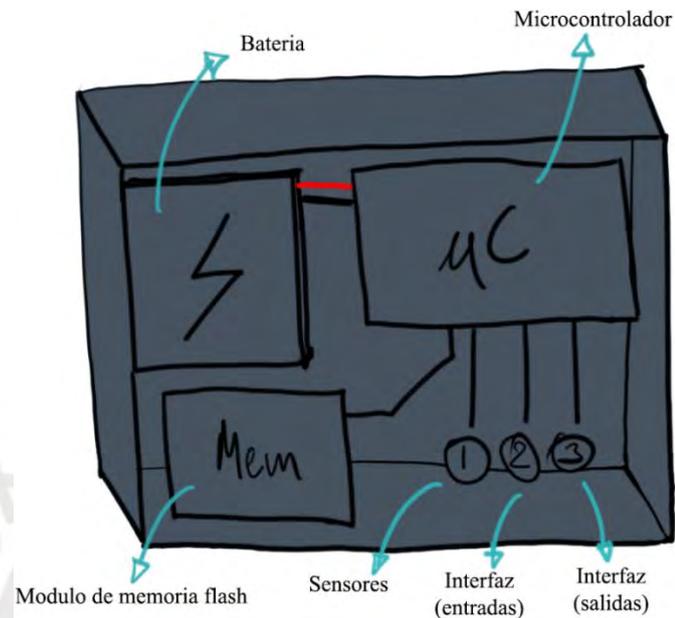


Fig. 2.4: Módulo del sistema eléctrico y de control, al interior de la interfaz

Finalmente es presentada la arquitectura del hardware en la Figura 2.5. Esta irá acorde a las conexiones necesarias.

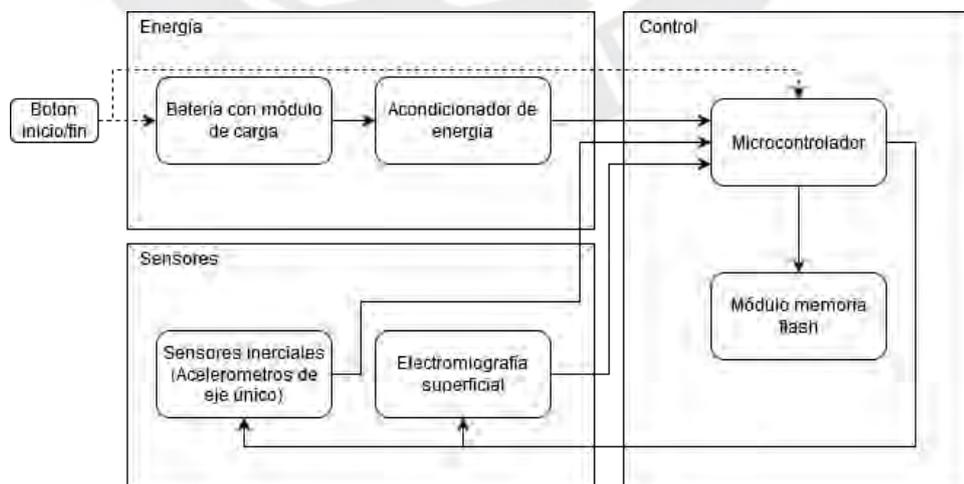


Fig. 2.5: Arquitectura de la electrónica

### **CAPÍTULO 3**

#### **DISEÑO DEL SISTEMA DE MONITOREO**

En el presente capítulo se procede a realizar la selección de componentes, luego se propondrán métodos para el sistema de adquisición de datos, esto es, determinar la posición de la cadera en el tiempo y estimar la carga que esta soporta. Posteriormente se describe la parte electrónica la cual consiste los diagramas de bloques correspondientes. Por último, son presentados los diagramas de flujo del sistema en el que se basará el software de procesamiento y almacenamiento de los datos.

#### **3.1 Consideraciones preliminares**

Al inicio de este trabajo se mencionó que el wearable sería diseñado para perros de razas mediano-grandes, las cuales son más propensas a desarrollar DCC. Más específicamente, el wearable podrá ser usado por perros con una estructura cuadrada, una altura de cruz entre 56 y 66 cm, y un peso entre 18 y 36 kg. Estas dimensiones parten del estudio original por la *American College of Veterinary Surgeons* en el que se basarán los cálculos para la estimación de la carga en la cadera. Este estudio usó perros de la raza Pastor Belga en sus pruebas los cuales coinciden con las dimensiones previamente descritas.

Respecto a la electromiografía, esta será superficial, debido al requisito de que el wearable no sea invasivo. Para analizar la locomoción del can, se eligió monitorear los músculos vasto lateral debido a la relación que existe entra su actividad y la caminata del can. Respecto a la superficie de contacto, esta deberá estar libre de pelaje y a su

vez deberá de ser limpiada para reducir las impedancias generadas entre la piel y los electrodos [Valentin, 2016].

Finalmente, el wearable estabilizará la cadera del animal con displasia al ejercer tensión entre ambas piernas, y posteriormente al trasladar parte de la carga a los miembros delanteros. Para lograr la tensión entre piernas, se necesitará de dos paneles laterales flexibles. Este diseño es acorde a las diversas opciones comerciales que estabilizan la cadera. Dichos paneles contendrán la electrónica y demás componentes necesarios para el monitoreo de la caminata.

### **3.2 Comunicación entre controladores**

La lógica de funcionamiento del sistema consiste en la medición de las señales relevantes. Esto se logra por medio de un par de acelerómetros y electrodos, ubicándose un sensor de cada tipo por lado, sea izquierdo o derecho. Estas señales serán recibidas y procesadas por los microcontroladores, que al igual que los sensores, se encuentran uno a cada lado.

En lo que se refiere al microcontrolador, el correspondiente al que se ubica en el panel izquierdo a su vez funcionará de controlador maestro. Esto es debido a que recibirá las señales procesadas del otro controlador y a su vez administrará la interfaz de usuario, también ubicada en el panel izquierdo. En la Figura 3.1 se muestra el esquema de integración del hardware del sistema electrónico y de control.

Finalmente, la comunicación entre los diversos dispositivos en el wearable debe ser constante. Esto se puede lograr con conexiones físicas como con el uso de protocolos de comunicación inalámbrica. Sin embargo, al haber elementos separables (ambos paneles laterales), existirá un riesgo de desconexión, un potencial riesgo eléctrico, y la generación de ruido proporcional a la longitud de los cables a usar. Además, se aumentaría la complejidad de instalación, la cual es de responsabilidad del usuario indirecto (el dueño del can). Por estos motivos, se decide por el uso de comunicación inalámbrica. Para este cometido, será necesarios un microcontrolador por panel lateral para que administren y procesen las señales recibidas por los sensores. Uno de estos

microcontroladores a su vez administrará al otro y también controlará la interfaz (por ende, siendo esa su ubicación).

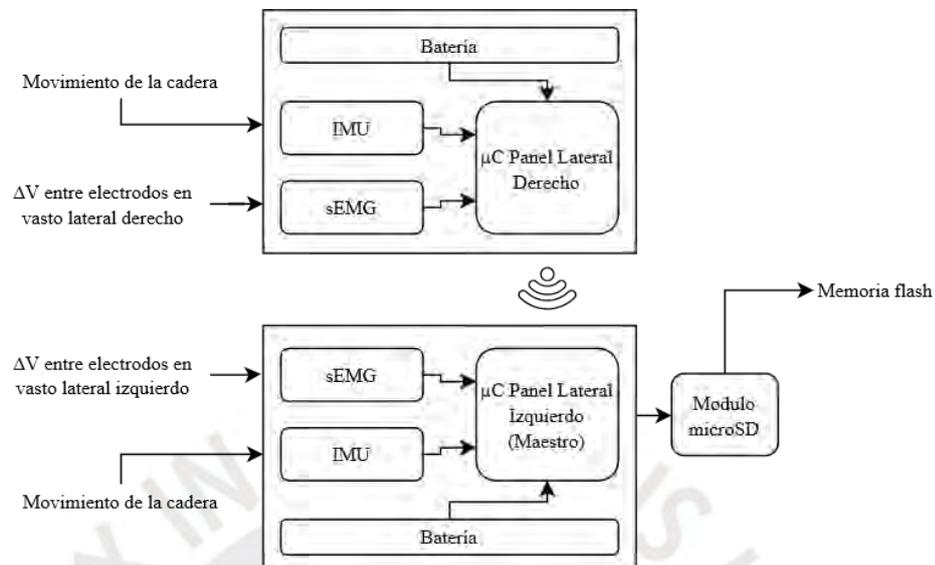


Fig. 3.1: Esquema de integración del hardware del sistema electrónico y de control

### 3.3 Selección de componentes

A continuación, son expuestas las diferentes alternativas de componentes o sistemas, que permiten realizar las diversas funciones del dispositivo wearable. Luego de expuestas, serán comparadas y posteriormente se tomará la decisión de elegir el óptimo, en función a los beneficios que este represente respecto a los demás.

#### 3.3.1 IMU (Acelerómetro)

Los sensores inerciales tienen diversas características, entre las más importantes para el dispositivo wearable están: tipo de acelerómetro, nivel de acondicionamiento de la señal de salida, frecuencia de muestreo, velocidad de comunicación, tamaño, y precio.

El acelerómetro se usará para monitorear de forma gráfica el movimiento de la cadera del animal, al tener un acelerómetro a cada lado del sacro, se comparará la diferencia de elevación de cada lado. Por este motivo, los acelerómetros a elegir deberán registrar el movimiento en un eje (movimiento vertical del lado correspondiente del sacro). Dicho análisis no requiere del registro de ejes adicionales ni del uso de giroscopios.

Por otro lado, la señal de salida del acelerómetro varía en función al tipo o a la marca, existiendo diferentes márgenes de error entre acelerómetro y acelerómetro.

La frecuencia de muestreo es otro factor importante debido a que este determinará la cantidad de datos que se procesarán, al tener más información registrada, esta se podrá interpretar más acertadamente. Por otro lado, para evitar efectos no deseados como *aliasing*<sup>23</sup>, se tendrá en cuenta que la velocidad de comunicación entre el micro controlador y el IMU sea mayor a la velocidad de muestreo.

Fuera de las consideraciones técnicas, se tienen el tamaño y el costo. El primero deberá ser el menor posible para evitar alguna incomodidad la cual degeneraría en una caminata no natural, por lo tanto, en la selección se considerará un tamaño máximo de 4 x 4 cm y un costo lo menor posible dentro de las alternativas evaluadas, pero asegurando la calidad del componente seleccionado.

A continuación, se presentan las opciones de acelerómetros consideradas.

- i. MPU-6050: Este acelerómetro de 6 ejes combina un giroscopio 3 ejes y un acelerómetro de 3 ejes, además dispone de un procesador digital de movimiento para la fusión de datos. Esto último es una forma de corroborar el error en los datos medidos, lo que se logra comparando los valores medidos por sensores diferentes y comprobando si estos son consecuentes entre sí. Este acelerómetro dispone de dos canales de comunicación I<sup>2</sup>C, es de escala completa y programable en los rangos de  $\pm 2$  g,  $\pm 4$  g,  $\pm 8$  g y  $\pm 16$  g. Es altamente comercial y existen diversos módulos integrados de tamaños y precios diferentes, siendo el integrado GY-521 el más económico con un costo de 1.97 USD. Sus dimensiones son 21 x 15 x 1.2 mm. En la Tabla 3.1 se muestra un resumen de las características principales de este acelerómetro.

---

23 Distorsión que se produce en una señal digital reconstruida a partir de una señal análoga original, muestreada incorrectamente

Tabla 3.1: Especificaciones acelerómetro MPU-6050

Parámetro	Mín.	Nom.	Máx.
Alimentación	+ 3 V	+ 3.3 V	+ 5 V
Corriente de operación		3.9 mA	
Resolución del ADC		16 bits	
Frecuencia de salida de data		1 kHz	
Rango de medición (escala completa)	- 2 g - 4 g - 8 g -16 g		+ 2 g + 4 g + 8 g +16 g
Sensibilidad		16.384 LSB/g 8.192 LSB/g 4.096 LSB/g 2.048 LSB/g	

- ii. ADXL345: Es un acelerómetro de 3 ejes de ultra baja potencia con una resolución de 13 bits y un rango de medición de hasta  $\pm 16$  g. Los datos de salida digital se formatean como un complemento de dos de 16 bits y usa una interfaz digital SPI (3 o 4 cables) o I<sup>2</sup>C. Se puede utilizar un sistema de gestión de memoria integrado tipo FIFO de 32 niveles para almacenar datos, y así minimizar la actividad del procesador reduciendo el consumo de energía general del sistema. El integrado de este acelerómetro, GY-291, tiene un costo de 4.19 USD y sus dimensiones son 15 x 12 x 1.2 mm. En la Tabla 3.2 se muestran las especificaciones técnicas.

Tabla 3.2: Especificaciones acelerómetro ADXL345

Parámetro	Mín.	Nom.	Máx.
Alimentación	+ 2 V	+ 2.5 V	+ 3.6 V
Corriente de operación	23 $\mu$ A		140 $\mu$ A
Resolución del ADC	10 bits		13 bits
Frecuencia de salida de data	0.1 Hz		3.2 kHz
Rango de medición (escala completa)	- 2 g - 4 g - 8 g -16 g		+ 2 g + 4 g + 8 g +16 g
Sensibilidad		256 LSB/g 128 LSB/g 64 LSB/g 32 LSB/g	

- iii. MPU-6500: Siguiente generación de acelerómetros de MPU suficientemente comerciales. A diferencia del MPU-6050, este acelerómetro es de menor potencia y de mayor velocidad de muestreo. Además de implementar el protocolo de comunicación SPI al igual que el acelerómetro ADXL345. El integrado GY-6500

corresponde a este acelerómetro y tiene un costo en el mercado de 3.19 USD, sus dimensiones son de 15 x 25 mm y 2.23 g. Por último, en la Tabla 3.3 se resumen las especificaciones técnicas.

Tabla 3.3: Especificaciones acelerómetro MPU-6500

Parámetro	Mín.	Nom.	Máx.
Alimentación	+ 1.71 V	+ 1.8 V	+ 3.45 V
Corriente de operación	450 $\mu$ A		3.4 mA
Resolución del ADC		16 bits	
Frecuencia de salida de data	0.24 Hz		4 kHz
Rango de medición (escala completa)	- 2 g - 4 g - 8 g -16 g		+ 2 g + 4 g + 8 g +16 g
Sensibilidad		16.384 LSB/g 8.192 LSB/g 4.096 LSB/g 2.048 LSB/g	

Finalmente, en la Tabla 3.4 se resumen las características principales de los acelerómetros, incluyendo el costo de adquisición de cada modelo y los módulos de integración. El acelerómetro ADXL345 tiene el mejor factor de forma, es el que consume menos potencia, y a su vez es la opción más barata. Sin embargo, se requiere que la señal muestreada sea lo más fidedigna posible. Es por esto que se escoge el acelerómetro MPU-6500 el cual tiene la mayor velocidad de muestreo.

Tabla 3.4: Resumen de especificaciones acelerómetros

Modelo	Precio <sup>24</sup> [USD]	Precio modulo <sup>25</sup> [USD]	Dimensiones integrado [mm]	Comunicación y frecuencia	Frecuencia máx. de muestreo [kHz]
MPU-6050	7.28	4.19	21 x 15 x 1.2	I2C, 400 kHz	1
ADXL345	6.23	2.40	15 x 12 x 1.2	I2C, SPI	3.2
MPU-6500	10.70	2.87	15 x 25	I2C, 1 MHz SPI, 10 MHz	4

### 3.3.2 Electromiografía superficial

Existen dos formas de procesar las señales captadas por los electrodos, la primera es procesar dichas señales a través de una serie de pasos. Estos incluyen amplificar la

<sup>24</sup> Solo acelerómetro

<sup>25</sup> Precio del módulo de integración sin el acelerómetro

señal, filtrarla, digitalizar la señal análoga, rectificarla, y finalmente normalizar la data obtenida. La otra opción es elegir un módulo integrado que realice parcial o totalmente el proceso de obtención de data normalizada. En ambos casos, se evaluará el tamaño, la calidad y el estado de la salida, tipo de conexión, precio, y longitud de cables. Este último criterio influirá en la calidad de la señal, esto debido a que el ruido en la señal es proporcional a la longitud de los cables.

A continuación, se listan los integrados identificados.

- i. Grove – EMG Detector: Integrado que recibe la diferencia de potencial en el músculo a medir, la amplifica y posteriormente la filtra. Este sensor está diseñado para trabajar con controladores tipo Arduino, tiene un costo 29.90 USD sin envío, o S/ 139 en tiendas locales. Y tiene dimensiones 140 x100 x30 mm. Entre las características de este sensor, están su uso de conectores de 3.5 mm, documentación para obtener la señal amplificada y filtrada, no necesita usar una fuente de alimentación externa, y el uso de cables de 1 m. Esto último representa una desventaja debido a que la disposición del wearable hace posible el no tener que usar cables. En modo de espera, la tensión de salida es de 1.5 V. Cuando detecta la activación del músculo, la señal de salida se eleva, siendo el voltaje máximo es 3.3 V. A pesar de esto, se puede utilizar este sensor en un sistema de 3.3 V o 5 V. Cabe resaltar que este dispositivo no es apto para uso médico. Finalmente, se presentan las características técnicas de este sensor en la Tabla 3.5.

Tabla 3.5: Especificaciones técnicas sEMG Grove

Parámetro	Mín.	Nom.	Máy.
Alimentación	3.3 V	3.3 V	5 V
Voltaje de salida	1.5 V		3.3 V
Ganancia de la señal		$100*\Delta V+V_{in}$	
Frecuencia de corte, filtro pasa alto		0.2 Hz	

- ii. MyoWare Muscle Sensor: Dispositivo diseñado para su uso como wearable, y recomendado para uso médico, es una opción comercial y de alta confianza con un costo de 38 USD sin envío o S/ 164 en el mercado peruano. Sus dimensiones son 52.3 x 20.7 mm y tiene un peso de 13.61 g. A diferencia de otros dispositivos, los electrodos son parte del integrado, lo que hace posible la medición de las

señales sin el uso de cable alguno. Sin embargo, también es posible hacer uso de estos de ser necesario.

Otra característica de este dispositivo es el procesamiento de la señal, la cual es administrada completamente por el integrado, lo cual incluye amplificación y rectificación. También es posible analizar la señal sin procesar debido a que esta dispone de un pin dedicado para su lectura. La ganancia de la señal de salida es programable y el dispositivo tiene protección contra polaridad inversa en los pines. Estas características se deben a que el MyoWare está diseñado especialmente para su uso con microcontroladores. Las características técnicas de este sensor son presentadas en la Tabla 3.6.

Tabla 3.6: Especificaciones técnicas sEMG MyoWare Muscle Sensor

Parámetro	Mín.	Nom.	Máx.
Alimentación ( $V_{in}$ )	2.9 V	3.3 o 5 V	5.7 V
Corriente de alimentación		9 mA	14 mA
Voltaje de salida	0 V		$V_{in}$
Ganancia de la señal	0.01 $\Omega$	50 k $\Omega$	100 k $\Omega$
Impedancia de entrada		110 G $\Omega$	

- iii. Como se mencionó, es posible realizar el procesamiento de la señal correspondiente al diferencial de potencial en un músculo manualmente. A continuación, dicho proceso es descrito detalladamente.

Las señales captadas por los electrodos han de ser procesadas antes de poder ser interpretadas. Para este fin, primero se aplicarán una serie de pasos para obtener la onda final deseada. La frecuencia de captura de datos sería de 1200 Hz de acuerdo a la literatura [Bockstahler, 2009].

*Amplificación de la señal:* El primer paso a seguir será amplificar la señal análoga proveniente de cada músculo en modo diferencial. Esta señal es la diferencia de potencial que captan los dos electrodos unidos al vasto lateral, por ende, el término diferencial. Para este proceso se pueden usar arreglos de Op-amps o circuitos integrados como el amplificador diferencial MCP6D11T-E/MG el cual tiene un costo de S/ 6.76.

*Filtración análoga:* La primera filtración será análoga y esta corresponderá a un filtro pasa banda el cual filtra frecuencias altas y bajas. La razón es para agilizar la digitalización al eliminar diversos tipos de ruido. Los datos capturados asociados al movimiento relativo entre sensor-piel son asociados a las frecuencias bajas. Por lo que la onda se ve beneficiada de un filtro pasa alto de baja frecuencia. Al aplicar este filtro, también es removido cualquier offset de corriente continua que exista. El valor de este primer filtro será de 4 Hz [Bockstahler, 2009]. Respecto al uso del filtro pasa bajo de alta frecuencia, este logrará eliminar el ruido evitando así la presencia de *aliasing*. La frecuencia de corte de este otro filtro será de 600 Hz [Benoit, 2003]. Finalmente, con el uso del filtro pasa banda se logrará asegurar que el valor medio de la señal sea cero o muy cercano a este, esto es gracias a la eliminación de los componentes de baja frecuencia. En ambos casos, se diseñaría el filtro analógico a partir de un circuito RC, donde la frecuencia de corte corresponde a  $f_c = (2\pi RC)^{-1}$ .

*Conversión análogo-digital:* La consideración general para la conversión de una señal análoga a digital es la frecuencia de muestreo. Esta normalmente es el doble de la frecuencia más alta en la señal (la cual corresponde a la frecuencia de corte del filtro análogo pasa baja) en acorde al teorema de Nyquist. Sin embargo, debido que la gráfica de Bode de los filtros análogos pasa baja se caracterizan por tener una pendiente pronunciada en la frecuencia de corte (lo cual implica una baja atenuación de frecuencias superiores y cercanas a la de corte), se usará una frecuencia de muestreo equivalente a 5 veces la frecuencia de corte del filtro pasa bajo definido en la anterior sección ( $f_c = 600$  Hz), para evitar *aliasing* en la señal [Rose, 2019]. Este valor corresponde a 3 kHz, teniendo este valor mínimo en cuenta, se selecciona el ADC MCP3021A7T-E/OT el cual tiene una frecuencia de muestreo de 22.3 kHz y unas dimensiones de 1.63 x 2.95 mm a un precio de S/ 4.56.

*Rectificación de onda completa y filtrado digital:* Se tomará el valor absoluto de toda la señal. Normalmente solo sería necesario suavizar la curva para obtener la nueva onda deseada. Sin embargo, la curva de la sEMG se caracteriza por sus oscilaciones rápidas que cruzan por cero, lo cual resulta en una recta en cero al ser suavizada. Al rectificar la onda, no existirán valores negativos que degeneren en un resultado no deseado. Finalmente, se usará un filtro pasa bajo para hallar la

envolvente lineal de la señal. Debido a que la señal digital se trabaja en el microcontrolador, el proceso de rectificado y filtrado se programará, el filtro a programar será del tipo Butterworth con frecuencia de corte de 4 Hz [Bockstahler, 2009]. El pseudo código de este proceso es el siguiente:

```
X(t) = input data;
Xm = media(x(t));
ZButterworth = |x(t) - xm|;
```

*Definición temporal y normalización de la data:* Se espera que la gráfica obtenida hasta ahora sea cíclica debido a la naturaleza de la caminata, por lo que será preciso dividir la onda en un inicio y fin. Para definir el inicio de la onda, se definirá un punto de partida en función a la media y la desviación estándar resultante del período en el que el músculo esté inactivo. Dicho valor estará definido por la Ecuación 3.1.

$$Threshold = \mu + J\sigma \quad (3.1)$$

Donde J es una constante arbitraria, para este trabajo se considerará el valor de J como 3 [Rose, 2019]. Una vez definido el ciclo de locomoción, se normalizará la data al expresar los valores en porcentajes según la Ecuación 3.2, donde  $X_{min}$  y  $X_{max}$  son los valores leídos mínimo y máximo, correspondientemente. El 100% será así la amplitud máxima medida entre ambos músculos.

$$X' = \frac{X - X_{min}}{X_{max} - X_{min}} \times 100\% \quad (3.2)$$

Finalmente, la duración de cada ciclo se dividirá en 100 partes para así expresar la gráfica de la sEMG en porcentajes del ciclo de caminata.

En la Tabla 3.7 se resumen las características principales de los dispositivos para realizar la sEMG. Debido a que, a parte del estado de la señal de salida, la característica más importante es la longitud del cableado y las dimensiones del dispositivo, se escoge

al sensor MyoWare como la alternativa óptima para sensar el diferencial de voltaje en los músculos a evaluar.

Respecto a los electrodos a usar, debido a que la miografía será superficial, se usarán electrodos de contacto. Entre los posibles materiales de este tipo de electrodos, están plata, níquel, alpaca, y plata-cloruro de plata. Este último es el material más común y comercial en las sEMG, con un costo promedio de 0.50 USD, es por esta razón que se usarán este tipo de electrodos. Finalmente, la recomendación para obtener la mínima interferencia posible es primero rasurar la zona donde se colocarán los electrodos, limpiar la zona apropiadamente, y hacer uso de un gel conductor [Valentin, 2016].

Tabla 3.7: Resumen de especificaciones alternativas sEMG

Alternativa	Costo sin envío [USD]	Costo local [PEN]	Dimensiones [mm]	Estado de la señal de salida	Cableado [mm]
Grove – EMG Detector	29.90	139	140 x 100 x 30	Amplificada y filtrada	1000
MyoWare Muscle Sensor	38	164	52.3 x 20.7	Amplificada, filtrada y rectificadora	0
Proceso manual		11.32 <sup>26</sup>	variable	Amplificada, filtrada, rectificadora y normalizada	> 0

### 3.3.3 Microcontrolador

El dispositivo contará con 2 microcontroladores, como se previó en el esquema de integración del hardware del sistema electrónico y de control. Estos deberán cumplir requisitos mínimos para el funcionamiento apropiado del sistema. Empezando con el microcontrolador esclavo, este recibirá una señal del IMU y otra de la sEMG, siendo ambas análogas. Por ende, como mínimo los controladores deberán tener un par de pines de entrada analógica y a su vez un par de ADCs<sup>27</sup>. Por otro lado, deben ser capaces de alimentar a los sensores, siendo el rango común de voltajes entre 2.9 y 3.45 V, por ende, el voltaje que deberá administrar el controlador deberá estar en este rango. Respecto al controlador de la interfaz, este deberá controlar dos LEDs, dos pulsadores, y dos LEDs RGB, lo que hacen un total de 10 puertos digitales. Aparte de los análogos.

<sup>26</sup> Solo componentes principales, no se considera cableados, construcción, diseño del PCB, etc.

<sup>27</sup> Analog to Digital Converter.

Los tres controladores se comunicarán entre sí de forma inalámbrica, por lo que deberán ser compatibles con protocolos de este tipo de comunicación. Finalmente, entre otras características importantes se encuentran la frecuencia del reloj, memoria flash, tipos de comunicación, tamaño, precio, disponibilidad en el mercado, y documentación. En las siguientes líneas serán expuestas las opciones más comerciales.

- i. TIVA-C TM4C123G: Microcontrolador de la empresa Texas Instruments conocido en el mercado por su versatilidad y poder de procesamiento. Cuenta con 35 pines configurables como entrada o salida digital, y 12 pines de entrada analógica. También cuenta con protocolos de comunicación I<sup>2</sup>C (8 pines) y SPI (16 pines), siendo sus medidas 50 x 57.15 x 107.95 mm. El precio de este microcontrolador es de 12.99 USD sin envío, o S/ 70 en el mercado local. Este microcontrolador no dispone de un módulo WiFi o Bluetooth integrado, por lo que se deberá usar un módulo externo compatible, dichos módulos tienen un precio de aproximadamente 8 USD. En la Tabla 3.8 se muestran las características técnicas principales de este controlador.

Tabla 3.8: Especificaciones microcontrolador TIVA-C TM4C123G

Parámetro	Mín.	Nom.	Máx.
Alimentación ( $V_{in}$ )		5 V	
Corriente de alimentación	1.6 $\mu$ A		12 mA
Voltaje de salida	3.3 V	--	5 V
Frecuencia de reloj		80 MHz	
Ancho de bus de datos		32 bits	
Memoria Flash		256 KB	
Sistema SRAM		32 KB	
EEPROM		2 KB	

- ii. ESP-WROOM-32: Es un sistema en chip versátil que se puede utilizar como un microcontrolador de propósito general. A diferencia del TIVA, dispone de protocolos de comunicación tanto de WiFi como Bluetooth aparte de los protocolos I<sup>2</sup>C y SPI. Dispone de 32 pines configurables como entrada o salida digital, y 16 pines de entrada analógica. Sus dimensiones son de 18 x 25.5 x 3.1 mm, peso de 5.65 g, y el costo de este sistema en chip es de 2.5 USD o S/ 10.18 en el mercado local. Las especificaciones son mostradas en la Tabla 3.9.

Tabla 3.9: Especificaciones microcontrolador ESP-WROOM-32

Parámetro	Mín.	Nom.	Máx.
Alimentación ( $V_{in}$ )	3 V	3.3 V	3.6 V
Corriente de alimentación <sup>28</sup>		80 mA	
Voltaje de salida	1.8 V	--	3.3 V
Frecuencia de reloj	80 MHz		240 MHz
Memoria Flash externa			4 MB
Memoria SRAM		520 KB	

En la Tabla 3.10 son resumidas las características a comparar entre ambos controladores, se aprecia que el ESP-WROOM-32 es muy superior respecto al TIVA, no solo por sus características técnicas, sino también por sus dimensiones, precio, y el tener módulos inalámbricos ya incorporados. Son por estas razones que se selecciona este microprocesador.

Tabla 3.10: Resumen de especificaciones alternativas microcontroladores

Alternativa	Precio sin envío [USD]	Precio local [PEN]	Dimensiones [mm]	Vout [V]	Memoria Flash [KB]	Frecuencia máx. de reloj [MHz]
TIVA-C TM4C123G	12.99	70	50 x 57.15 x 107.95	3.3 o 5	256	80
ESP-WROOM-3	2.5	10.18	18 x 25.5 x 3.1	1.8 o 3.3	4000	240

### 3.3.4 Módulo microSD

La data procesada se almacenará en una memoria flash externa, ya que se desea el menor tamaño posible, se elige una memoria microSD. Estos módulos externos no difieren mucho uno de otro, siendo la principal diferencia costo, tamaño, y ubicación de los pines. Debido a que el tamaño es el factor más importante, se elige el módulo Diyimore TF. Cabe mencionar que el protocolo de transmisión de datos a usar será SPI.

### 3.3.5 Alimentación

La alimentación correcta de los componentes se dará con un arreglo de baterías de litio como se determinó en el concepto de solución óptimo. A continuación, se explica la

<sup>28</sup> A pesar del consumo de 80 mA, la fuente deberá proporcionar un mínimo de 500 mA.

selección de los diversos componentes que constituyen el sistema de energizado. Estos son el almacenador de carga, regulador, administrador de carga y sistemas de protección.

i. Batería: Las baterías de polímero de litio (LiPo) disponen de alta densidad energética en relación con su tamaño y peso, además de un voltaje más alto por celda respecto de otras baterías (por ende, requiriendo menos celdas que otras baterías). También, este tipo de batería tienen un proceso de descarga más lento respecto a otros tipos incrementando la duración total. Estas características hacen que las baterías LiPo puedan alimentar los diversos componentes del dispositivo wearable. Sin embargo, a pesar de estas ventajas, si no se cargan o se usan correctamente, no brindan un rendimiento adecuado por mucho tiempo e incluso pueden fallar, terminando en emisiones al medio ambiente. O en casos extremos, combustión parcial o total del sistema.

ii. Autonomía: Por requerimiento del sistema, la autonomía deberá de ser de 2 horas. Para calcular la capacidad de la batería, primero es necesario listar el consumo energético de los componentes del sistema. Dicha lista se aprecia en la Tabla 3.11.

Tabla 3.11: Consumo corriente de los componentes seleccionados

Componente	Consumo energético
MPU-6500	3.4 mA
MyoWare Muscle Sensor	14 mA
ESP-WROOM-32	500 mA
LEDs (x4)	80 mA
<b>Total</b>	<b>597.4 mA</b>

Debido a que la autonomía es de 2 horas, la batería deberá tener una capacidad mínima de 1194.8 mAh. La batería comercial con capacidad más cercana es de 1200 mAh, por lo que se selecciona la batería 102540 de Shenzhen Improve Battery Co., Ltd. La cual es una batería tipo Li-Po con un voltaje nominal de 3.7 V, unas dimensiones de 10 x 25 x 40 mm, un peso de 39.6 g y un costo de 1.53 USD.

iii. Regulador de voltaje: El voltaje nominal del microcontrolador ESP-WROOM-3 es de 3.3 V, mientras que el voltaje máximo de la batería es de 4.2 V, y el de descarga máxima 3 V. Esto significa que es necesario que el voltaje de la batería no llegue a 3 V y también que el microcontrolador no reciba un voltaje superior a 3.6 V. Para esto es necesario un

regulador que mantenga un voltaje de 3.3 V en la salida. Otro punto a considerar es el ciclo de carga de la batería, si bien este no debe llegar a 3 V (0%) se debe considerar un espacio prudente para maximizar la vida de esta, por este motivo se considerará que la batería se descargue como máximo alrededor del 20% de su capacidad, siendo este valor de 3.6 V en la batería seleccionada. Con estas consideraciones en cuenta, es posible hallar la caída de potencial del regulador ( $V_{DO}$ ) con la Ecuación 3.3.

$$V_{OUT}(min) = V_{IN} - V_{DO} ; 3.3 V = 3.6 V - V_{DO} \quad (3.3)$$

Al ser  $V_{DO}$  300 mV, se procede a escoger un regulador de voltaje con una salida fija de 3.3 V, corriente de salida superior a 600 mA (corriente de trabajo máxima en el sistema), y un voltaje de entrada que contenga el rango que proporciona la batería. Bajo estas condiciones se elige el regulador NCV59151MN33TYG con empaque DFN8 de ON Semiconductor con un costo de S/. 9.12. Una vez la batería llegue al 20% de su capacidad, el regulador no será capaz de mantener los 3.3 voltios requeridos para que el sistema funcione, logrando efectivamente que la batería deje de descargarse.

Una vez seleccionado el regulador, es preciso verificar que este sea capaz de disipar el calor de forma adecuada. Para esto se toma en cuenta dos ecuaciones proporcionadas por el fabricante, estas son las Ecuaciones 3.4 y 3.5.

$$P_D = (V_{IN} - V_{OUT}) * I_{OUT} + V_{IN} * I_{GND} \quad (3.4)$$

Donde  $P_D$  es la potencia total disipada, e  $I_{GND}$  es un valor correspondiente a una tabla del fabricante.

$$P_D = (4.2 - 3.3) * 0.594 + 4.2 * 0.008 = 0.568 W \quad (3.4)$$

Una vez hallada la potencia disipada, se puede hallar la temperatura de unión bajo la Ecuación 3.5.

$$T_J = T_A + P_D * R_{\theta JA} = 27 + 0.568 * 75 = 69.6 ^\circ C \quad (3.5)$$

Donde  $T_A$  es la temperatura ambiente y  $R_{\theta JA}$  la unión a resistencia térmica ambiente. Debido a que  $T_J$  es menor a  $125\text{ }^\circ\text{C}$ , no es necesario de un disipador de calor para este regulador.

iv. Gestor de batería: La batería seleccionada se carga a un voltaje de  $4.2\text{ V}$  y a una corriente entre  $0.2$  y  $0.5\text{ c}$ , en este caso siendo  $c$  igual a  $1100\text{ mA}$ . Con estas características se procede a seleccionar un gestor que cumpla lo dicho.

Se elige el gestor MCP73832T-2ACI/MC debido a que cumple con los requisitos antes descritos, por otro lado, el rango de la corriente de salida es de  $15$  a  $500\text{ mA}$ , lo cual representa una ventaja al regularse de acuerdo a la necesidad de cada batería. Además, presenta de un pin de salida que indica si el gestor termino de cargar la batería, al ser este un pin digital, es posible conectarlo directamente a un LED. Finalmente, se escogió este modelo en favor a otras variantes debido a la menor dimensión y al hecho que posee de una superficie de contacto directo para la transferencia de calor.

Considerando todos los componentes actuales, el peso de la electrónica será de  $117.72\text{ g}$  por panel, esto es sin contar el circuito impreso, ni otros componentes electrónicos como semiconductores.

### **3.4 Estimación de posición y carga en la cadera**

Con los componentes ya seleccionados, es posible definir los métodos posibles para el procesamiento de las señales recibidas y así obtener la data que se requiere almacenar. En esta sección se explica el método recursivo de mínimos cuadrados, el cual es una propuesta de otro autor (Zheng et al.). Esta se podría implementar en este proyecto para obtener la gráfica de posición vs tiempo a partir de la información obtenida por los acelerómetros. Además, se proponen dos métodos posibles para la estimación de la carga en la cadera a partir de las señales obtenidas por electromiografía.

#### **3.4.1 Data de posición vs tiempo**

La obtención de información de posicionamiento a partir de un vector de aceleración en el tiempo no es tan directa como se podría intuir. Si bien un proceso de doble

integración es el camino correcto para obtener dicha información, diversos factores como la forma de integración (integración en el tiempo vs integración en el dominio de la frecuencia), o estimación de errores, afectan notablemente los resultados [Zheng, 2019]. Debido a que la precisión de la data obtenida, la velocidad, y el poder de procesamiento, son factores que varían en función del método a usar, es necesario escoger uno que se alinee a estos requerimientos.

Respecto a la forma de integración, para poder integrar en el dominio de la frecuencia, es necesario aplicar transformaciones de Fourier y transformaciones inversas de Fourier, tanto al inicio como al final. Estas transformaciones introducen errores de truncado las cuales no se presentan en la integración en el dominio del tiempo [Zheng, 2019]. Sin embargo, esta está sometida a errores de acumulación. Estos errores se deben principalmente a la desviación propia de los sensores utilizados, la acumulación de errores aleatorios, y la pérdida o falta de valores iniciales [Zheng, 2019].

El uso de la integración en el tiempo requiere de calibración para eliminar dichos errores esperados [Jadid, 2019], cada uno con diferentes resultados. Métodos como la aplicación de filtros de Kalman o basados en Kalman [Madgwick, 2010], utilización de sensores adicionales como giróscopos y magnetómetros conjuntamente con filtros de Kalman [Neto, 2013], ajustes de tipo parabólico, estimación de valores de integración iniciales, método recursivo de mínimos cuadrados [Zheng, 2019], etc. El uso de filtros de Kalman da mejores resultados en especial cuando se combinan valores obtenidos por diferentes sensores. Sin embargo, se requiere de mayor poder de procesamiento y la complejidad de implementación es mayor comparada a los demás métodos. Finalmente, el método recursivo de mínimos cuadrados, combinado con el uso de filtros, da el mejor resultado para eliminar el error de arrastre o similares con menor poder de procesamiento y, por ende, mayor velocidad. Esto a diferencia de métodos como la determinación de valores de integración iniciales [Zheng, 2019].

### **3.4.2 Estimación de la posición en tiempo real**

Teniendo en cuenta los detalles anteriormente expuestos, se opta por el método recursivo de mínimos cuadrados. Esto debido a la velocidad con la que se puede implementar dicho método, y el bajo consumo de recursos, además de la simplicidad

frente a otras alternativas. A continuación, se describe el método, propuesto por Zheng et al. de la Universidad de Jongji (China), para la determinación de la posición en tiempo real a partir de un vector de aceleración obtenido por IMUs [Zheng, 2019].

### Definición de variables

En esta propuesta, los datos obtenidos por el IMU serán de aceleración en el tiempo, los que se almacenan en  $k$  vectores de muestra, donde cada vector está compuesto por una serie continua de muestras  $\{X_i\}$  ( $i = 1, 2, \dots, n_k$ ), donde  $k$  es el número de vector al que pertenece y  $n_k$  es la longitud del vector de muestras), dicho vector de muestras se denominará  $X_{n_k}$ . Luego se define un marco de cálculo como  $\{X_{n_j}\}$  ( $j = k - l + 1, \dots, k$ ) con  $l$  vectores continuos de muestras. Esto es una secuencia de datos actualizada dinámicamente cuyo número de secuencia será igual al último vector de muestra, y el marco de cálculo se registra como  $X_k$ . La actualización dinámica será tal que el vector de muestra más antiguo desaparezca tan pronto como ingrese el más nuevo. Es decir, el número  $l$  de vectores muestras, en un marco de cálculo, permanecerá constante. Por ende, mientras la longitud de los vectores de muestras sea constante ( $n_1 = \dots = n_k = n$ ), la longitud de los marcos de cálculos permanecerá igual, dicho valor será  $N = l * n$ . La esencia del método de mínimos cuadrados para ajustar la secuencia  $\{X_i\}$  es encontrar la función óptima  $\varphi(t) = \sum_{k=0}^m a_k \varphi_k(t)$  que minimice  $I(a_0, a_1, \dots, a_m) = (\sum_{i=1}^N |\varphi(i\Delta t) - x_i|^2)$ . Donde  $\Delta t$  es el intervalo de muestra,  $\varphi_k(t)$  representa las funciones primarias cuyos coeficientes son  $a_k$ , y  $m + 1$  es el número de funciones primarias. De la condición para que  $I$  tome el menor valor posible, se despeja una ecuación matricial, donde se definen los siguientes términos.

El coeficiente de mínimos cuadrados está dado por la Ecuación 3.6.

$$A_k = D * \begin{pmatrix} \left( \sum_{i=1}^N x_i \right)_k \\ \left( \sum_{i=1}^N t_i x_i \right)_k \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_0 \\ a_1 \\ \vdots \\ a_m \end{pmatrix} \quad (3.6)$$

$$\text{Donde, } D = \begin{bmatrix} N & \sum_{i=1}^N t_i \\ \sum_{i=1}^N t_i & \sum_{i=1}^N t_i^2 \end{bmatrix}^{-1}$$

Finalmente se define el término  $A_{k+1}$  usando la Ecuación 3.7

$$A_{k+1} = A_k - D * \left( \begin{array}{c} \left( \sum_{i=1}^N x_i \right)_k - \left( \sum_{i=N-n+1}^N x_i \right)_{k+1} \\ \left( \sum_{i=1}^N t_i x_i \right)_k + \left( \sum_{i=n+1}^N x_i \right)_k * n * \Delta t - \left( \sum_{i=N-n+1}^N t_i x_i \right)_{k+1} \end{array} \right) \quad (3.7)$$

En la Ecuación 3.7, todos los términos de la matriz que multiplica D (a excepción de  $(\sum_{i=n+1}^N x_i)_k$ ) son computados en el vector de muestra, por lo que puede escribirse de forma recursiva mediante la Ecuación 3.8.

$$\left( \sum_{i=n+1}^N x_i \right)_k = \left( \sum_{i=n+1}^N x_i \right)_{k-1} - \left( \sum_{i=1}^N x_i \right)_k + \left( \sum_{i=N-n+1}^N x_i \right)_k \quad (3.8)$$

### Método recursivo de mínimos cuadrados

El método recursivo para la corrección de la base se explica a continuación.

- 1) Ingresar un nuevo vector de muestra y actualizar el marco de cálculo.
- 2) Calcular  $(\sum_{i=1}^n x_i)_{antiguo}$ ,  $(\sum_{i=1}^n t_i x_i)_{antiguo}$ ,  $(\sum_{i=N-n+1}^N x_i)_{actual}$ , y  $(\sum_{i=N-n+1}^N t_i x_i)_{actual}$ , finalmente almacenar  $(\sum_{i=N-n+1}^N x_i)_{actual}$ .
- 3) Calcular  $(\sum_{i=n+1}^N x_i)_{antiguo}$ , según la Ecuación 3.8, y almacenarlo para el siguiente paso.
- 4) Calcular el coeficiente actual de mínimos cuadrados según la Ecuación 3.7 y almacenarlo para el siguiente paso.
- 5) Sustraer  $[a_0 + a_1 * (N - n + j) * \Delta t]$  ( $j = 1, 2, \dots, n$ ) del vector de muestra para obtener la señal corregida de aceleración.
- 6) Regresar al primer paso.

### Filtro pasa alto recursivo

Como se mencionó al inicio de este apartado, es necesario filtrar las frecuencias en las que se encuentra mayor cantidad de ruido, y a las que el proceso de integración es especialmente susceptible. Para este fin, se requiere de un filtro simple, pero a su vez robusto, para la eliminación de frecuencias bajas, como el propuesto por Zheng et al. [Zheng, 2019]. Este filtro se muestra en la Ecuación 3.9.

$$y_j = \frac{1+q}{2} * (x_j - x_{j-1}) + qy_{j-1} \quad (3.9)$$

Donde  $x_j$  y  $y_j$  ( $j = 1, 2, \dots$ ) son las señales de entrada y salida respectivamente.  $q$  es una constante cercana pero menor a 1. La Ecuación 3.10 corresponde a la función de transferencia del filtro de la Ecuación 3.9.

$$H(\omega) = \frac{1+q}{2} * \frac{1 - e^{-i\omega\Delta t}}{1 - qe^{-i\omega\Delta t}} \quad (3.10)$$

Este filtro pasa alto no tiene una frecuencia de corte aparente, esto se debe a que, al definir una constante  $d$  ( $0 < d < 1$ ), la frecuencia de corte  $\omega_c$  hace que  $|H(\omega)| = d$ . En un entorno de monitoreo real, debido a que el intervalo de muestreo es fijo, solo es posible ajustar  $q$ . En general, la frecuencia de corte  $\omega_c$  del filtro se puede ajustar de acuerdo a la frecuencia de destino deseada. Por lo tanto, para la frecuencia  $\omega_c$ , la amplitud  $|H(\omega)|$  debe ser establecida cerca del valor de 1. En este trabajo se usará el valor de 0.98, que es el valor sugerido por Zheng et al. [Zheng, 2019]. Finalmente, se podrá obtener el valor de  $q$  al resolver la Ecuación 3.11.

$$|H(\omega)| = 0.98 \quad (3.11)$$

### Proceso de integración

Al combinar el método recursivo de mínimos cuadrados en conjunto con el filtro pasa alto, ambos anteriormente descritos, es posible integrar la data de aceleración reduciendo considerablemente los efectos de bordes que aparecen al integrar intervalos de muestreo aparentemente continuos. Además, con este método se elimina el ruido a bajas frecuencias a las cuales la integración es sensible [Zheng, 2019].

Teniendo en cuenta los métodos descritos anteriormente, se tiene el siguiente algoritmo para obtener información de posicionamiento a partir de la aceleración medida:

- 1) Obtener un vector de muestra de aceleración, y actualizar dinámicamente el marco de cálculo de aceleración.
- 2) Corregir la línea base con el método recursivo de mínimos cuadrados.

- 3) Eliminar el ruido de las frecuencias bajas con el filtro pasa alto recursivo.
- 4) Integrar la señal obtenida en 3) para obtener el vector de muestra de velocidad, además de actualizar dinámicamente el marco de cálculo de velocidad.
- 5) Corregir la línea base con el método recursivo de mínimos cuadrados.
- 6) Eliminar el ruido de las frecuencias bajas con el filtro pasa alto recursivo.
- 7) Integrar la señal obtenida en 6) para obtener el vector de muestra de posición, además de actualizar dinámicamente el marco de cálculo de posición
- 8) Corregir la línea base con el método recursivo de mínimos cuadrados.
- 9) Eliminar el ruido de las frecuencias bajas con el filtro pasa alto recursivo para así obtener la señal final de desplazamiento.
- 10) Regresar al primer paso.

La aplicación de este método para la obtención de la posición en el tiempo a partir de la aceleración, es directa y eficaz como se observa. Al aplicar una corrección de la señal y al filtrar esta antes de integrarla, se reduce el procesamiento de la señal al mínimo. Esto último incurre en el uso de los recursos estrictamente necesarios y por ende en la agilización de los cálculos.

### **3.4.3 Estimación de la carga en la cadera**

De acuerdo a un estudio realizado por la *American College of Veterinary Surgeons*, la señal de activación del vasto lateral está fuertemente relacionada con las reacciones en el miembro correspondiente [Bockstahler, 2009]. Como se puede observar en la Figura 3.2, la gráfica esperada de la señal ya procesada con la EMG, corresponde a un valor en la gráfica de reacciones en el intervalo de 0 a 65% del ciclo de marcha. Esto es debido a que, en el periodo restante de la marcha, el animal levanta el miembro posterior, y al ser un esfuerzo de tracción, no hay registro en la gráfica de reacciones.

Entonces, para poder asociar un valor de fuerza de reacción a cada voltaje medido, será necesario dividir el vector de voltajes en periodos de marcha. Si bien la marcha es cíclica, el tiempo en la que esta se ejecuta no necesariamente se mantendrá constante a lo largo de la medición. Por esta razón, los ciclos se dividirán en función al porcentaje de activación en lugar de tomar una constante de tiempo.

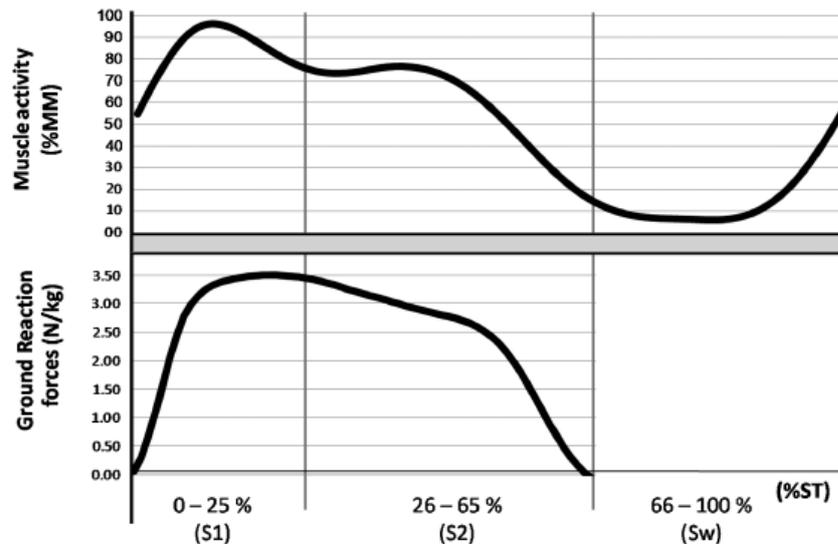


Fig. 3.2: Correlación entre sEMG del vasto lateral y las fuerzas de reacción en el suelo<sup>29</sup>

### Normalización

Como se mencionó anteriormente, el ciclo de marcha se dividirá en función al voltaje de activación. Durante la marcha, se normalizará la data obtenida y se expresará en porcentajes, siendo el 100% el mayor valor medido. Los demás valores corresponderán al porcentaje respecto al máximo medido.

### División de los ciclos de marcha

Una vez se normalice la señal de voltaje, se definirá el tiempo del inicio de un ciclo en función a dos condiciones. La primera será que corresponderá a aquel tiempo en el que el valor de la señal alcance el 50%, y la segunda condición será que la señal haya sido incrementada a partir del 10%. Una vez definidos los ciclos, se expresará el tiempo de duración en porcentajes, para finalmente asociar un valor de reacción en función a la Figura 3.7.

### Estimación de reacciones

Una vez asociado un valor de reacción vertical a cada valor medido de voltaje, se procederá a calcular la reacción total con el uso de un factor que relaciona la fuerza de reacción vertical en el piso ( $F_z$ ) con la fuerza de reacción horizontal ( $F_y$ ), dicho factor

<sup>29</sup> Barbara B. Bockstahler (2009). Correlation of Surface Electromyography of the Vastus Lateralis Muscle in Dogs at a Walk with Joint Kinematics and Ground Reaction Forces. [Figura]. Adaptado de <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19674419/>

$\mu_d = F_y/F_z$  tiene un valor aproximado de 0.199 [Erazo, 2020]. Con este factor se determina la fuerza de reacción resultante ( $F_g$ ) con la Ecuación 3.12.

$$F_g = \sqrt{F_z^2 + (\mu_d * F_z)^2} \quad (3.12)$$

En la Ecuación 3.12,  $F_z$  es la fuerza de reacción asociada al voltaje medido, y  $F_g$  la fuerza de reacción total considerando la componente horizontal. Una vez hallado  $F_g$ , se hace uso del diagrama de cuerpo libre de la Figura 3.3 para determinar las reacciones en la rodilla.

Debido a que la fuerza que los músculos ejercen en la Tibia es desconocida, el sistema de ecuaciones que da origen el diagrama de cuerpo libre es indeterminado. Sin embargo, con el uso de técnicas de optimización, es posible determinar las fuerzas de los músculos que actúan en el miembro posterior del can en función al peso del animal [Shahar, 2002]. Estas fuerzas tienen dos posibles valores y se muestran en la Tabla 3.12.

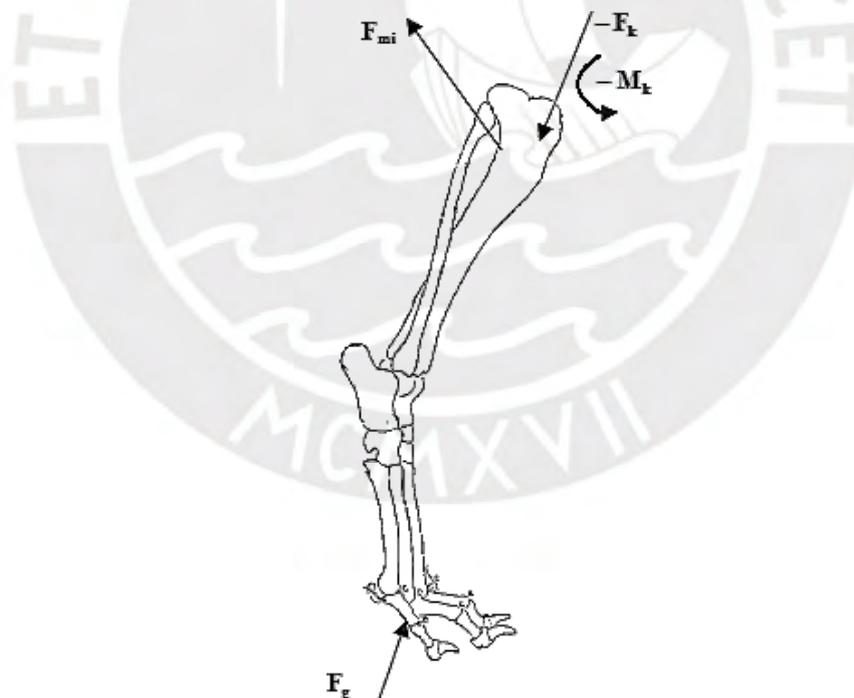


Fig. 3.3: Diagrama de cuerpo libre de la Tibia<sup>30</sup>

<sup>30</sup> Andres Erazo (2020). Biomechanical Analysis of Canine Hind Limb: Mathematical Model and Simulation of Torques in Joints. [Figura]. Adaptado de <http://www.ijmerr.com/uploadfile/2020/0417/20200417065021516.pdf>

Tabla 3.12 Magnitud de las fuerzas musculares como porcentaje del peso del animal<sup>31</sup>

<i>Músculo</i>	<i>Magnitud de Fuerza según MMMS (% Peso del cuerpo)</i>	<i>Magnitud de Fuerza según MSMF (% Peso del cuerpo)</i>
<i>Superficial gluteal</i>	0.87	0
<i>Medial gluteal</i>	17.66	0
<i>Deep gluteal</i>	0	16.30
<i>Piriformis</i>	3.59	0
<i>Cranial tensor fasciae latae</i>	3.82	0
<i>Caudal tensor fasciae latae</i>	1.76	0
<i>Cranial sartorius</i>	0	0
<i>Caudal sartorius</i>	0.97	0
<i>Rectus femoris</i>	15.28	3.2
<i>Biceps femoris</i>	23.54	29.09
<i>Caudal crural abductor</i>	0	0
<i>Semimembranosus</i>	9.08	0
<i>Semitendinosus</i>	0	0
<i>Gracilis</i>	0	0
<i>Long adductor</i>	0	0
<i>Adductor magnus et brevis</i>	4.87	0.96
<i>Pectineus</i>	0.2	0
<i>Internal obturator</i>	0.32	0
<i>External obturator</i>	2.14	0
<i>Gemelli</i>	1.54	0
<i>Quadratus femoris</i>	2.23	0
<i>Articularis coxae</i>	0.14	0
<i>Iliopsoas</i>	0.67	0
<i>Lateral and intermediate vastus</i>	16.78	44.6
<i>Medial vastus</i>	17.68	0
<i>Long digital extensor</i>	5.61	0
<i>Medial gastrocnemius</i>	0	0
<i>Lateral gastrocnemius</i>	0	0
<i>Popliteus</i>	0	0

Los 12 músculos que actúan en la tibia son los siguientes: *lateral vastus e intermediate vastus, medial vastus, popliteus, rectus femoris, caudal sartorius, gracilis, long digital extensor, biceps femoris, caudal crural abductor, medial gastrocnemius, semitendinosus, y lateral gastrocnemius*. A partir de la sumatoria de las fuerzas que los músculos ejercen individualmente, existen dos soluciones para la Ecuación 3.13, que nace de la Figura 3.3. Los vectores que componen la Ecuación 3.13 son presentados en la Tabla 3.13.

<sup>31</sup> R. Shahr (2002). Biomechanical Analysis of the Canine Hind Limb: Calculation of Forces During Three-legged Stance. [Tabla]. Adaptado de <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1090023301906604?via%3Dihub>

$$\vec{F}_k = \vec{F}_g + \sum_{i=1}^{12} \vec{F}_{mi} \quad (3.13)$$

Tabla 3.13: Vectores de la Ecuación 3.13<sup>32</sup>

Vector	Módulo 1 [N]	Módulo 2 [N]	Unitario 1	Unitario 2
$\sum_{i=1}^{12} \vec{F}_{mi}$	$1.08 * BW$	$1.05 * BW$	(0.0386, 0.1323, 0.9905)	(0.0243, 0.0693, 0.9973)
$\vec{F}_g$	$1.0196 * F_z$		(0, 0.1952, 0.9808)	

De la Tabla 3.13 se obtienen los valores de  $\vec{F}_k$ , según las Ecuaciones 3.14 y 3.15.

$$\vec{F}_{k_1} = (0.0417BW \quad 0.1429BW + 0.199F_z \quad 1.0697BW + F_z) \quad (3.14)$$

$$\vec{F}_{k_2} = (0.0255BW \quad 0.0738BW + 0.199F_z \quad 1.0472BW + F_z) \quad (3.15)$$

Si bien es posible hallar el momento que se genera en la rodilla, debido a que la unión de la cadera se puede considerar como un rodillo, no habrá momentos en esta. Una vez halladas las fuerzas tentativas en la rodilla, es posible pasar al diagrama de cuerpo libre del Fémur, el cual se ilustra en la Figura 3.4, del cual se obtiene la Ecuación 3.16.

$$\sum_{i=1}^{24} \vec{F}_i^m + \vec{F}_k + \vec{F}_{pa} = \vec{F}_h \quad (3.16)$$

La sumatoria representa la influencia de los 24 músculos que actúan en el Fémur (*superficial gluteal, medial gluteal, deep gluteal, piriformis, cranial tensor fasciae latae, caudal tensor fasciae latae, cranial sartorius, semimembranosus, long adductor, adductor magnus et brevis, pectineus, internal obturator, external obturator, gemelli, quadratus femoris, articularis coxae, iliopsoas, lateral vastus e intermediate vastus, medial vastus, popliteus, long digital extensor, medial gastrocnemius y lateral gastrocnemius*),  $\vec{F}_k$  representa el vector de fuerza de reacción

<sup>32</sup> Valores deducidos de R. Shahar (2002). Biomechanical Analysis of the Canine Hind Limb: Calculation of Forces During Three-legged Stance. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1090023301906604?via%3Dihub>

en la rodilla,  $\vec{F}_{pa}$  la fuerza de reacción de la rótula, en el cual actúan los músculos: *lateral vastus e intermediate vastus, medial vastus* y el *rectus femoris*. Mientras que  $\vec{F}_h$  es la fuerza de reacción en la articulación de cadera que se desea estimar. Los vectores que describen la Ecuación 3.16 se muestran en la Tabla 3.14.

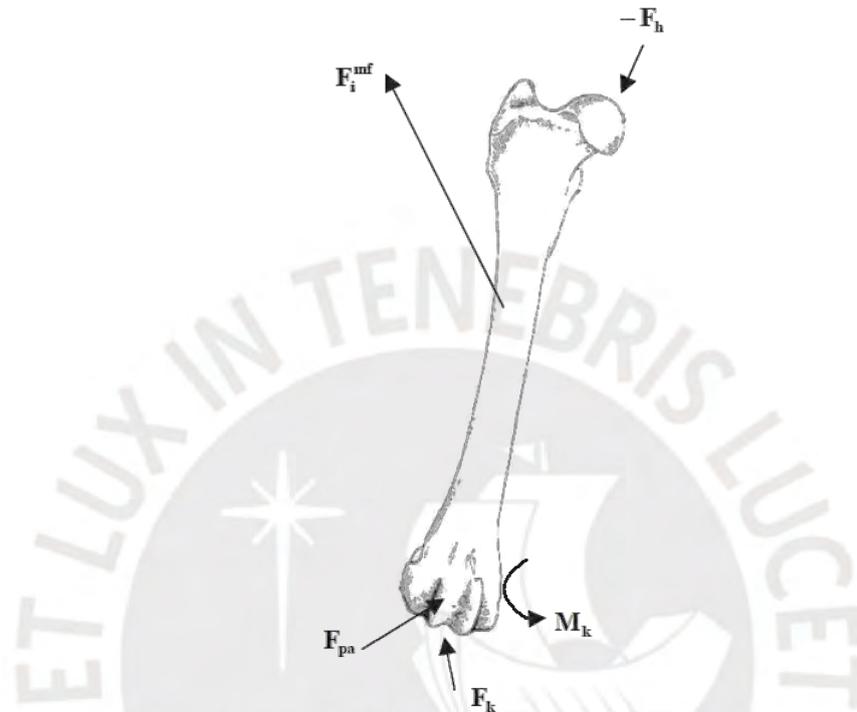


Fig. 3.4: Diagrama de cuerpo libre del Fémur<sup>33</sup>

Tabla 3.14: Vectores de la Ecuación 3.16<sup>34</sup>

Vector	Módulo 1 [N]	Módulo 2 [N]	Unitario 1	Unitario 2
$\sum_{i=1}^{24} \vec{F}_i^m$	$1.04 * BW$	$0.73 * BW$	(0.1797, 0.0514, 0.9824)	(0.1723, 0, 0.9851)
$\vec{F}_{pa}$	$0.3669 * BW$	$0.3288 * BW$	(0.2090, -0.9779, 0.0022)	(0.1265, -0.9918, 0.0182)

Al sumar los vectores correspondientes, se determinan las soluciones de  $\vec{F}_h$ , las que corresponden a las Ecuaciones 3.17 y 3.18.

$$\vec{F}_{h_1} = (0.3053BW \quad -0.1625BW + 0.199F_z \quad 2.0922BW + F_z) \quad (3.17)$$

<sup>33</sup> R. Shahr (2002). Biomechanical Analysis of the Canine Hind Limb: Calculation of Forces During Three-legged Stance. [Tabla]. Adaptado de <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1090023301906604?via%3Dihub>

<sup>34</sup> Valores deducidos de R. Shahr (2002). Biomechanical Analysis of the Canine Hind Limb: Calculation of Forces During Three-legged Stance. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1090023301906604?via%3Dihub>

$$\vec{F}_{h_2} = (0.1929BW \quad -0.2524BW + 0.199F_z \quad 1.7723BW + F_z) \quad (3.18)$$

Finalmente, se obtendrán dos módulos igualmente validos a partir de estas posibles soluciones de  $\vec{F}_h$ . Ambos se originan a partir de una propuesta que convendría evaluar experimentalmente en el futuro, y a la vez determinar el error porcentual que representaría el uso del método más acercado.

### 3.5 Diagrama de bloques del sistema electrónico y de control

El sistema está compuesto por dos microcontroladores que cumplen funciones diferentes como se muestra en los diagramas de bloque de la Figura 3.5.

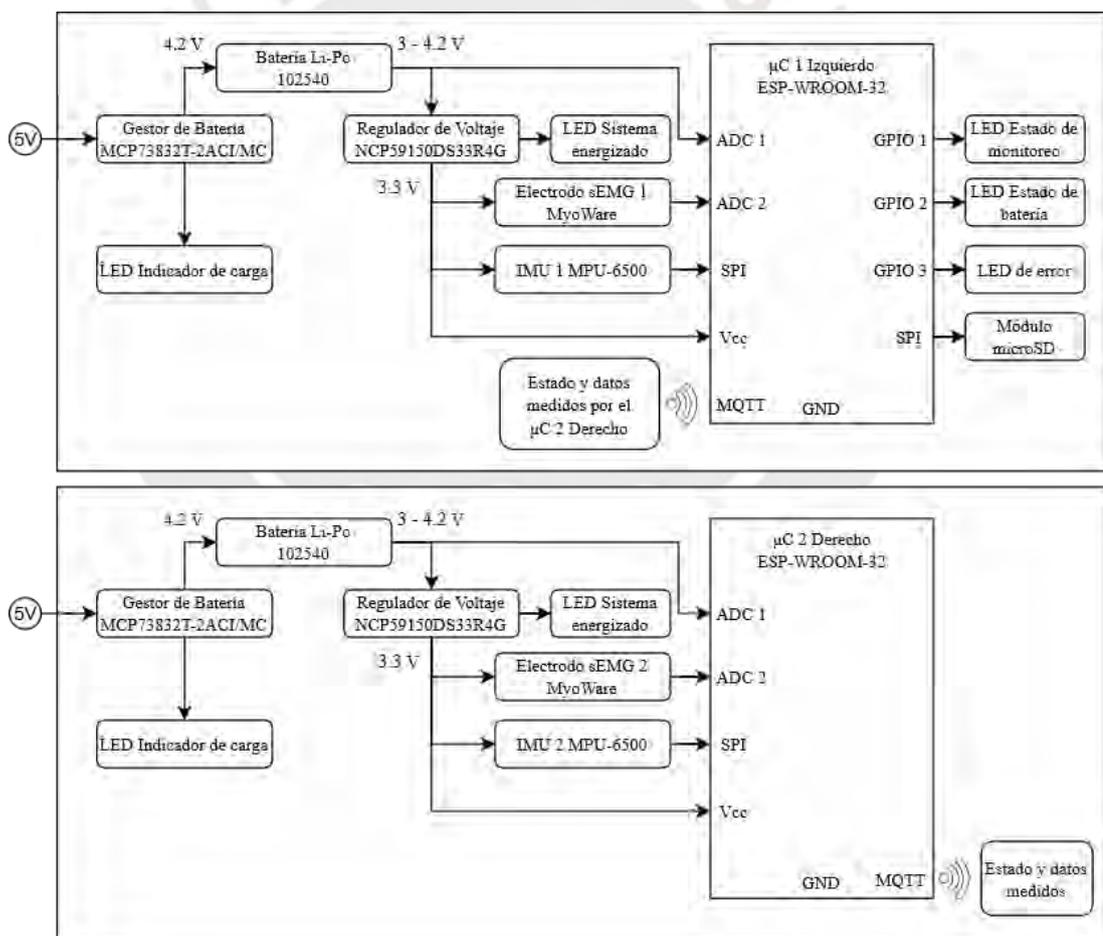


Fig. 3.5: Diagrama de bloques del sistema

El bloque inferior representa al microcontrolador del panel derecho; este funciona de esclavo al capturar las señales de la sEMG y del acelerómetro. Detecta el nivel de la

batería que lo alimenta, y manda estos datos de forma inalámbrica a través de una conexión WLAN mediante el protocolo MQTT al controlador maestro.

Por otro lado, el bloque superior de la Figura 3.5 corresponde al microcontrolador del panel izquierdo, este cumple la labor de recaudar las señales relevantes de su lado además de administrar la interfaz. Esto es, adquiere datos y cumple la función de controlador maestro al mismo tiempo.

Este controlador logra su cometido al recibir los datos medidos por el controlador del panel opuesto y sus señales, en función a estas y las suyas, hace que la interfaz comunique información relevante del estado del dispositivo a través de un arreglo de LEDs. Además, exporta la información medida tanto por sus sensores como por los del controlador derecho a una memoria flash tipo microSD. Para esto hace uso de un módulo dedicado mediante el protocolo de comunicación SPI.

Ambos bloques son alimentados por fuentes de 5 V, esto se logra al usar adaptadores de AC a DC con salida de 5 V y 1 A. Se escoge el adaptador de pared PSA05A-050QL6-H el cual tiene un precio de 5.29 USD. La corriente de estos adaptadores será transportada al sistema mediante cables USB/USB-C los cuales también tienen un costo aproximado de 5 USD.

### **3.6 Diagramas de flujo del sistema de control**

Debido a que los controladores cumplen funciones diferentes, sus diagramas de flujo respectivos no son iguales. A continuación, son presentados dichos diagramas en los cuales se basará la lógica de programación.

#### **3.6.1 Diagrama de flujo del controlador del panel izquierdo**

El controlador izquierdo (maestro) empieza su lógica de funcionamiento al configurar e iniciar los puertos y pines a usar como se detalla en la Figura 3.6. Una vez corrobore el funcionamiento correcto tanto en su subsistema como en el controlador esclavo, procede a esperar la señal de inicio de muestreo. Caso contrario imprime el error leído según un código de colores en el LED de error. Una vez recibida la señal de inicio,

reenvía la señal al controlado esclavo y procede a realizar la subfunción de proceso de muestreo.

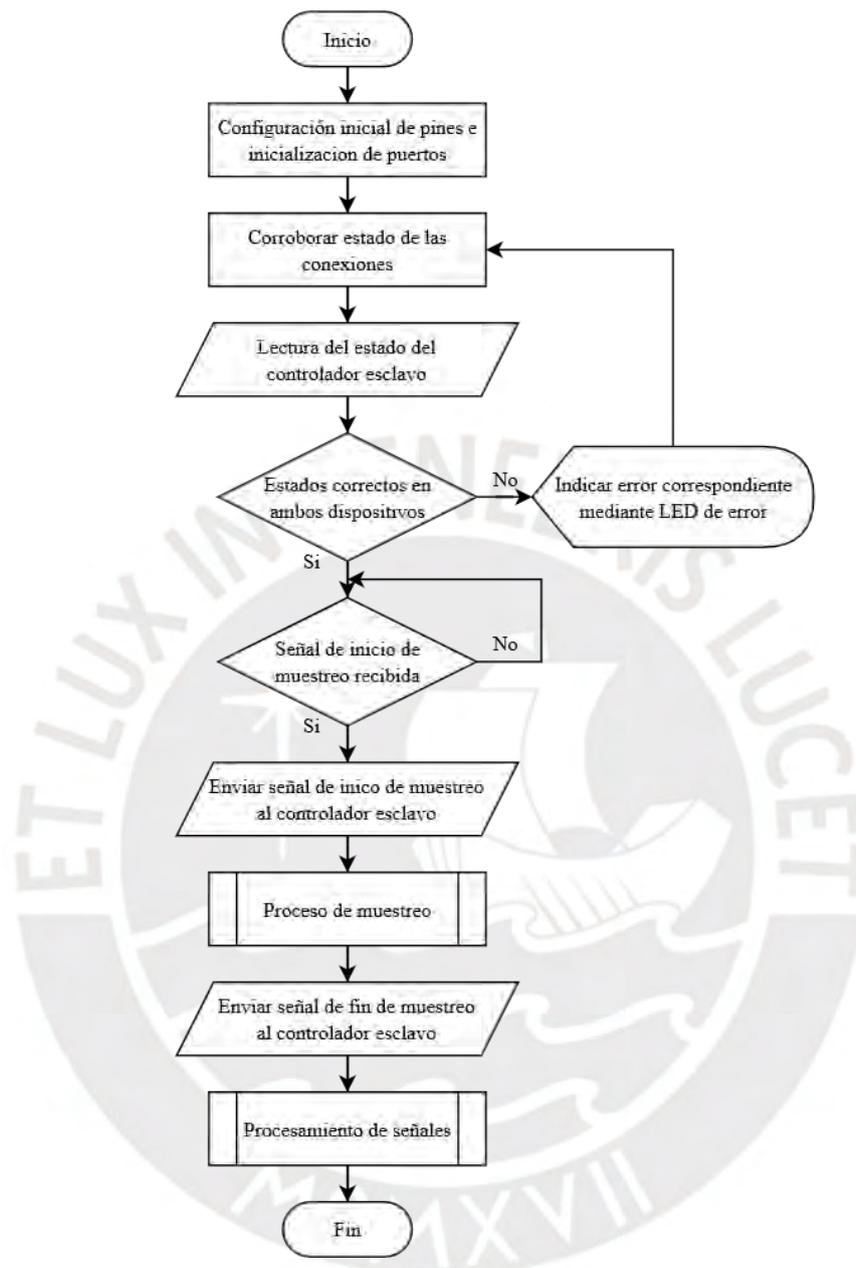


Fig. 3.6: Diagrama de flujo del controlador maestro

La subfunción “Proceso de muestreo”, detallada en la Figura 3.7 (a), empieza leyendo las señales medidas por el acelerómetro y los electrodos de la sEMG. Generará y posteriormente guardará los vectores de aceleración vs tiempo y también la de voltaje vs tiempo. Luego procederá a realizar la subfunción “Estado de batería”. Sin embargo, en caso se trate del controlador esclavo quien realice la subfunción “Proceso de muestreo”, simplemente leerá el estado de batería y enviará este dato al controlador maestro. Todo este proceso será repetido cíclicamente hasta que se reciba la señal de fin de muestreo.

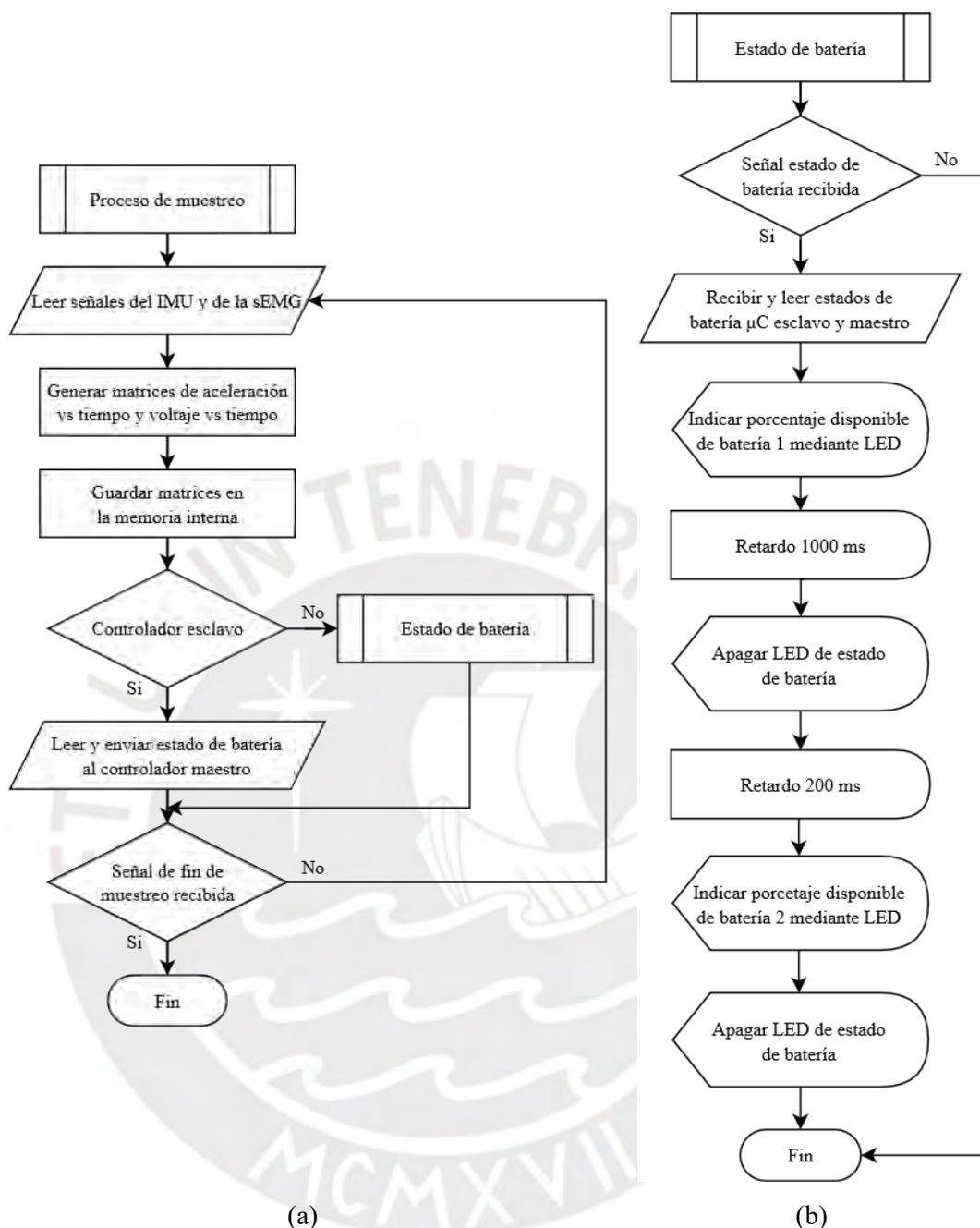


Fig. 3.7: (a) Subfunción Proceso de Muestreo y (b) Subfunción Estado de Batería

La Figura 3.7 (b), muestra la subfunción “Estado de batería” la cual será realizada por el controlador maestro. Esta se ejecuta al recibir la señal de estado de batería y empieza leyendo el estado actual de la batería (panel izquierdo) y recibiendo la información de la batería del panel derecho. Debido a que el LED que indica el estado de la batería en la interfaz es uno solo. Primero se mostrará el estado de la batería del panel izquierdo por 1 segundo, y luego se mostrará de forma similar, el estado de la otra batería luego de un retardo de 200 ms.

Una vez el controlador maestro termine la subfunción “Proceso de muestreo”. Reenviará la señal de fin de muestreo al controlador esclavo y terminará su lógica al ejecutar la última subfunción “Procesamiento de señales”, detallada en la Figura 3.8. Dicha subfunción recibe los vectores medidos por ambos controladores. Genera los vectores de posición vs tiempo a partir del vector de aceleración, y estima la carga de la cadera a partir de la información del vector de voltaje vs tiempo. La subfunción y la lógica de funcionamiento terminan el procedimiento una vez esta información es exportada a una memoria flash tipo microSD. Para empezar el proceso nuevamente, será necesario reiniciar el sistema en caso se quiera seguir grabando más información.

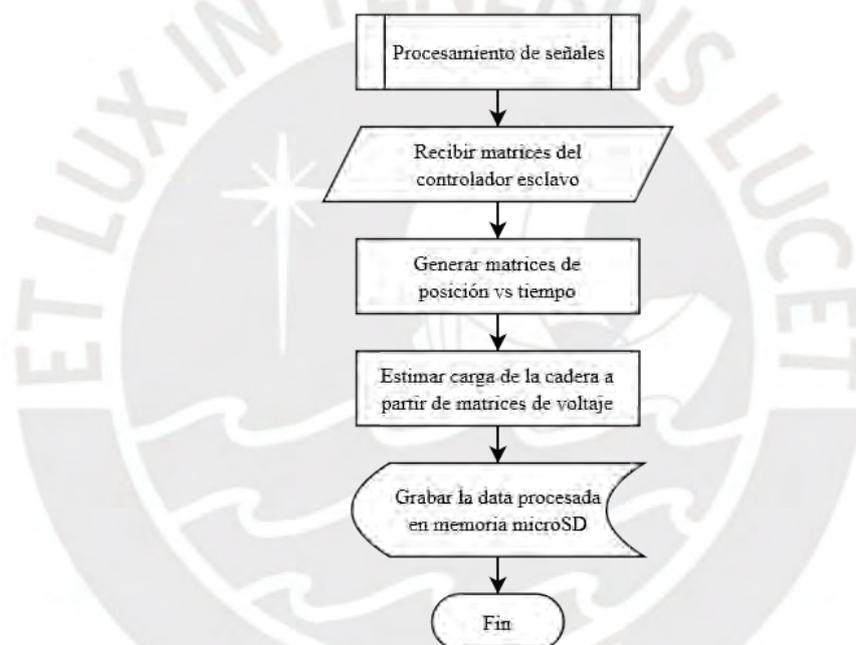


Fig. 3.8: Subfunción Procesamiento de Señales

### 3.6.2 Diagrama de flujo del controlador del panel derecho

En el diagrama de flujo del controlador esclavo, que se muestra en la Figura 3.9. Empieza su lógica configurando adecuadamente los pines, y al mismo tiempo iniciando sus puertos. Una vez corrobore que las conexiones son correctas y reciba la señal de inicio, el controlador empezará la subfunción de “Proceso de Muestreo”. Esta subfunción se ejecuta de forma similar al controlador maestro. La diferencia reside en que en lugar de ejecutar la subfunción “Estado de batería”, Lee el estado actual de la batería y envía dicha información al controlador maestro. Al finalizar la subfunción “Proceso de muestreo”, se

enviarán los datos registrados de los sensores (IMUs y EMGs) al controlador izquierdo (maestro), terminando así la lógica de funcionamiento.

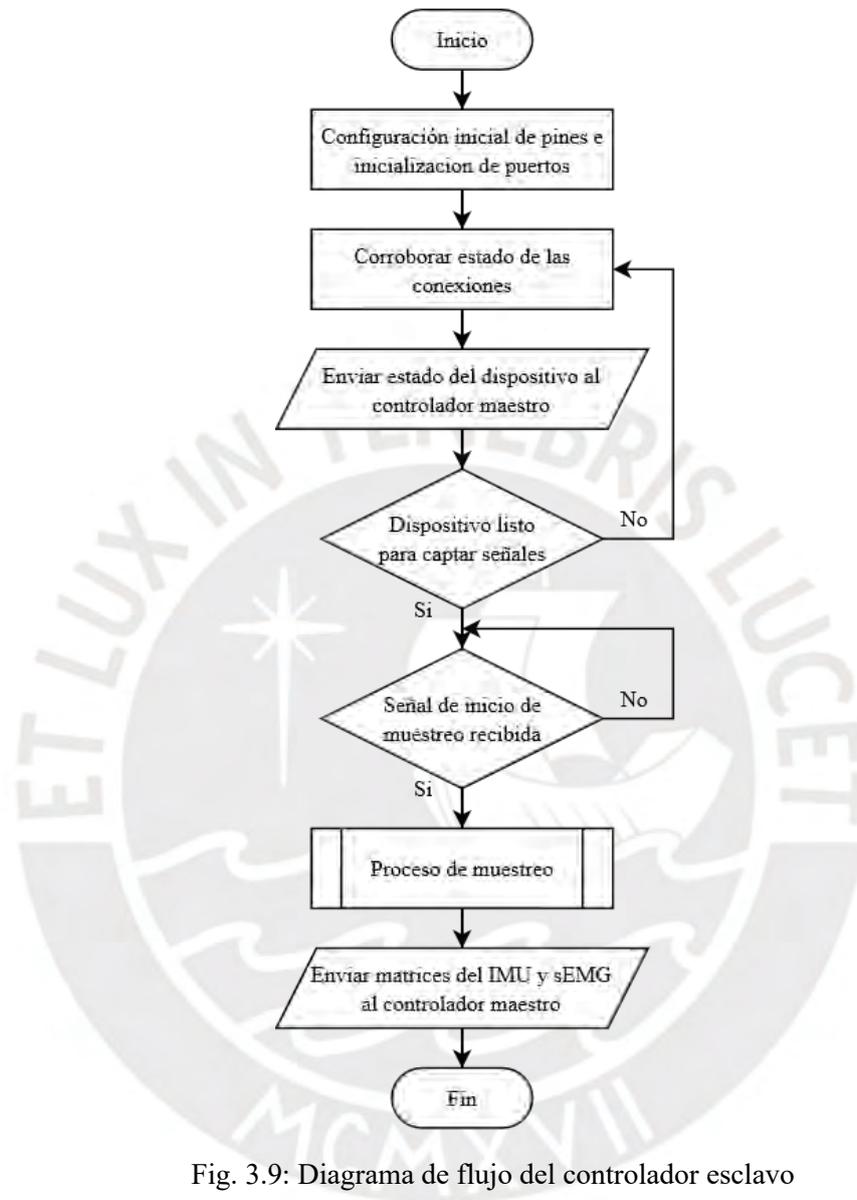


Fig. 3.9: Diagrama de flujo del controlador esclavo

### 3.7 Circuitos impresos

A continuación, son presentados los circuitos impresos de las tarjetas que conforman el dispositivo.

### 3.7.1 Tarjeta de circuito impreso del sensor inercial en el panel lateral izquierdo

En el caso del panel lateral izquierdo, el acelerómetro pertenecerá a una tarjeta de circuito impresa (PCB por sus siglas en inglés) independiente del controlador de acuerdo al posicionamiento de sensores propuesto en la sección anterior. Se consideró que el acelerómetro se conectará al controlador mediante un cable USB-C, por este cable se comunicará y al mismo tiempo será alimentado. El diseño del PCB del sensor inercial (IMU por sus siglas en inglés) que contendrá al acelerómetro MPU-6500. Considera el posicionar al acelerómetro al centro respecto al conector USB-C, y usar el menor espacio posible. Dicho diseño es presentado en la Figura 3.10, mientras que el diagrama esquemático de la PCB se detalla en el plano ESQ2-IMU-A4 del Anexo B.

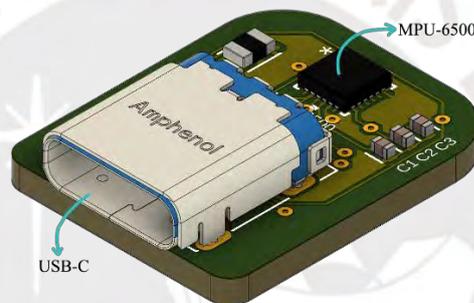


Fig. 3.10: PCB del IMU en el panel izquierdo

### 3.7.2 Tarjeta de circuito impreso del controlador del panel lateral izquierdo

La PCB del controlador del panel izquierdo contiene el microcontrolador maestro y la interface del wearable. Esta PCB se comunicará físicamente con el IMU y el sensor electromiográfico de superficie (sEMG por sus siglas en inglés). En el caso del IMU la conexión será mediante un cable USB-C, mientras que para el sensor MyoWare, que es el sEMG, la conexión será mediante una entrada Jack de 2.5 mm. Respecto a la alimentación, esta será mediante otro puerto USB-C. Por último, un módulo de memoria microSD se conectará, mediante un cabezal de seis pines, a la PCB del controlador del panel izquierdo, mientras que la batería se conectará a la PCB mediante dos pines.

La PCB del controlador del panel izquierdo se conectará a un adaptador de corriente con una salida de 5V, por lo que se deberá acondicionar este voltaje para una carga adecuada de la batería. Esto se logra mediante el uso del gestor de batería MCP73832T.

La batería es la que se encarga de alimentar al microcontrolador y, para mantener un voltaje de alimentación constante, se hace uso del regulador de voltaje NCV59150. Las conexiones mencionadas se detallan en el plano esquemático ESQ1-CM-A3 presente en el Anexo B. Finalmente, en la Figura 3.11 se muestra el diseño en 3D del PCB, en la que se ha considerado optimizar el espacio para tener una solución compacta y pequeña.

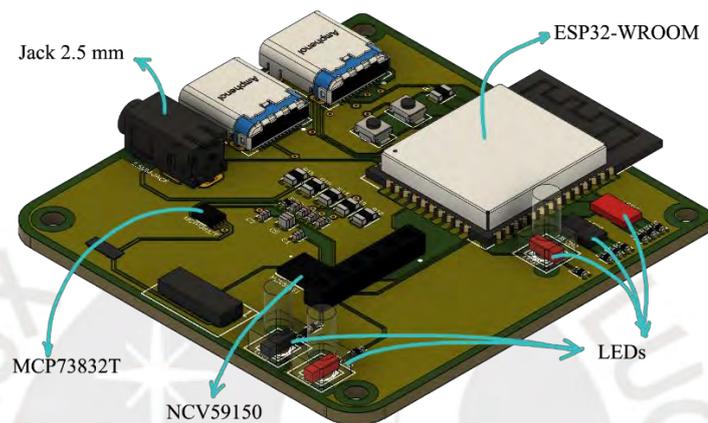


Fig. 3.11: PCB del controlador del panel izquierdo

### 3.7.3 Tarjeta de circuito impreso del sensor inercial en el panel lateral derecho

La PCB del controlador del panel derecho contiene el microcontrolador esclavo en conjunto con el acelerómetro de dicho panel. El microcontrolador de esta PCB se comunica físicamente con el sensor sEMG, y de forma inalámbrica con el controlador maestro de la interfaz (panel lateral izquierdo). La alimentación para el ciclo de carga de la batería, se realizará mediante un cable USB-C, por lo que se incluye un conector de este tipo, mientras que la conexión del sensor sEMG será mediante una entrada Jack de 2.5 mm, además la batería se conectará a la tarjeta mediante dos pines. Por último se incluirá el acelerómetro MPU-6500 dentro del PCB del controlador esclavo. Dichas configuraciones son mostradas en detalle en el plano esquemático ESQ3-CE-A3 del Anexo B.

Finalmente, en la Figura 3.12 se muestra el diseño en 3D del PCB diseñado, donde el principal criterio fue el posicionar el acelerómetro de manera que este centrado en lo

posible y, a su vez, el menor uso de espacio para obtener una tarjeta relativamente pequeña.

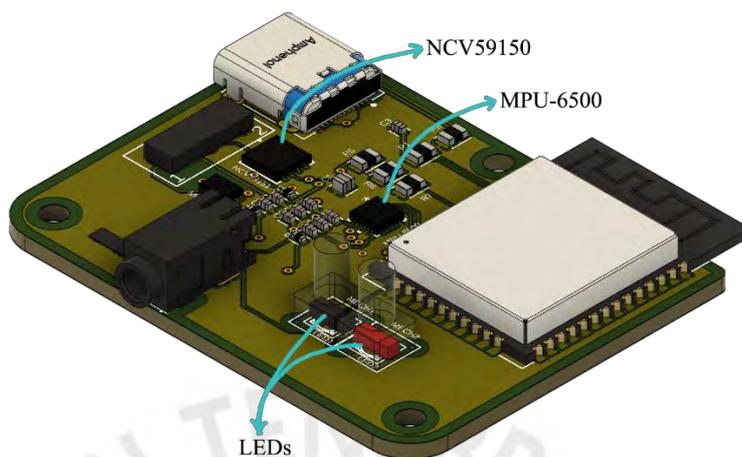


Fig. 3.12: PCB del controlador del panel derecho



## **CAPÍTULO 4**

### **DISPOSITIVO, PLANOS Y ESTIMACIÓN DE COSTOS**

En este capítulo son presentados las dimensiones finales del wearable, los planos correspondientes, la nomenclatura para la correcta identificación de estos, y el dispositivo integrado final.

#### **4.1 Detalle del dispositivo wearable**

A continuación, son descritos a detalle los diversos componentes del wearable para estabilizar las caderas displásicas.

##### **4.1.1 Paneles laterales flexibles**

Acorde a lo mencionado en el anterior capítulo, el elemento de tensado para la estabilización de la cadera, consistirá en dos paneles flexibles que a su vez contendrán la electrónica. La Figura 4.1 ilustra el panel correspondiente a la pierna izquierda, este se sujetará por encima de la rodilla y también en el lomo por el segundo panel. El tipo de sujeción será por cierre de gancho y bucle (comercialmente conocido como Velcro). De forma similar, la Figura 4.2 ilustra el panel que irá sujetado a la pierna derecha.

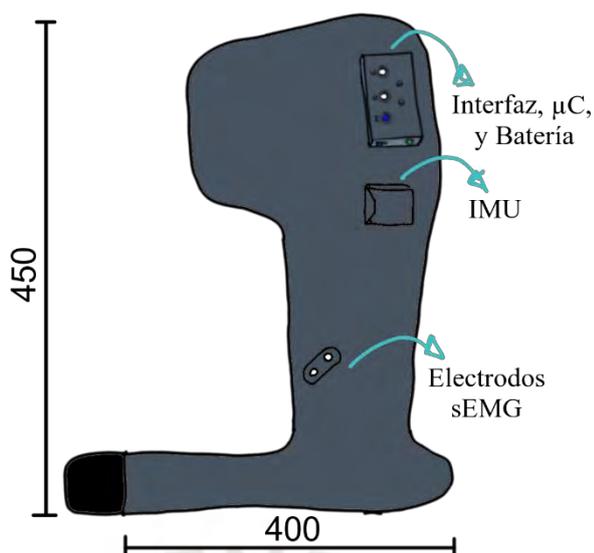


Fig. 4.1: Panel izquierdo, medidas en milímetros.

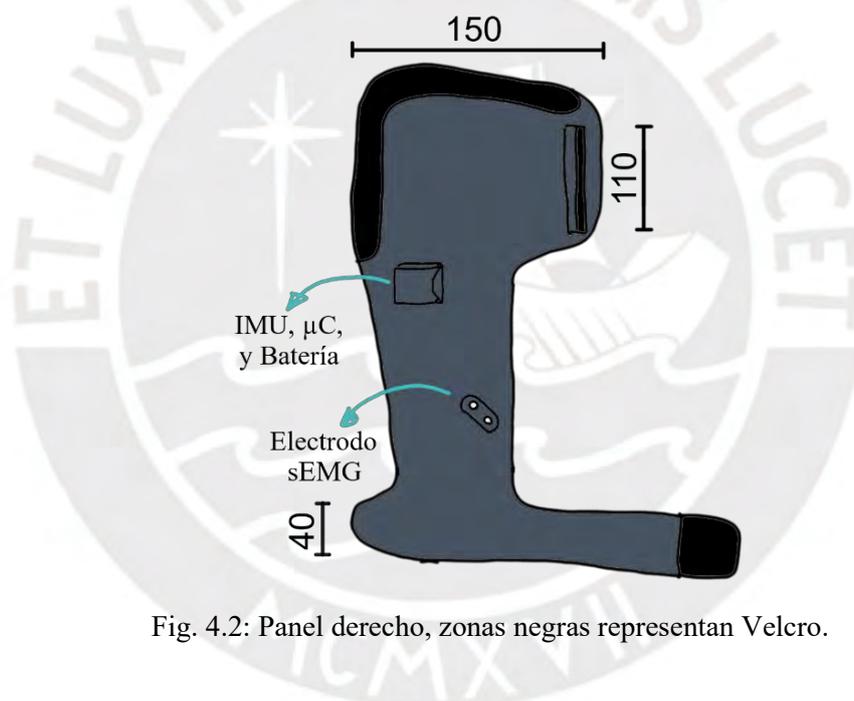


Fig. 4.2: Panel derecho, zonas negras representan Velcro.

El rango típico del perímetro entre rodilla-lomo-rodilla de perros con una altura de cruz entre 56 y 66 cm, es de 65 a 75 cm. Si se considera una desviación del 5% en los límites de este rango, se tiene la nueva distancia variable entre 62 y 79 cm. Para cubrir dicho rango, se dimensiona la altura de cada panel en 45 cm, de esta forma se asegura cumplir con la exigencia de geometría. De forma similar, el perímetro típico de la pierna de un can (1.5 cm por encima de la rodilla) es de 30.5 a 38 cm. Con este rango se dimensiona la parte del wearable que va sujeta a la rodilla considerando una posible desviación del 5%.

El vasto lateral se encuentra por encima de la rodilla, entonces, como el wearable cubre toda la zona entre ambas rodillas, es factible colocar los electrodos directamente sobre el músculo. Finalmente, los sensores inerciales responsables del monitoreo de la caminata del can son ubicados cerca a los extremos del sacro.

La tensión que transportará la carga de la cadera a las patas delanteras, es generada al unir ambos paneles con los cinturones ubicados en el pecho. La tensión necesariamente será transmitida en línea con la columna del animal. Sin embargo, debido al rango que admite el wearable, será necesario posicionar manualmente el elemento de tensado. Es por este motivo que en el panel derecho habrá una franja de 11 cm que permitirá alinear dicho elemento. Se dispondrá de Velcro en la misma franja para evitar el juego perpendicular a la línea de tensión, lo que se muestra en la Figura 4.3.

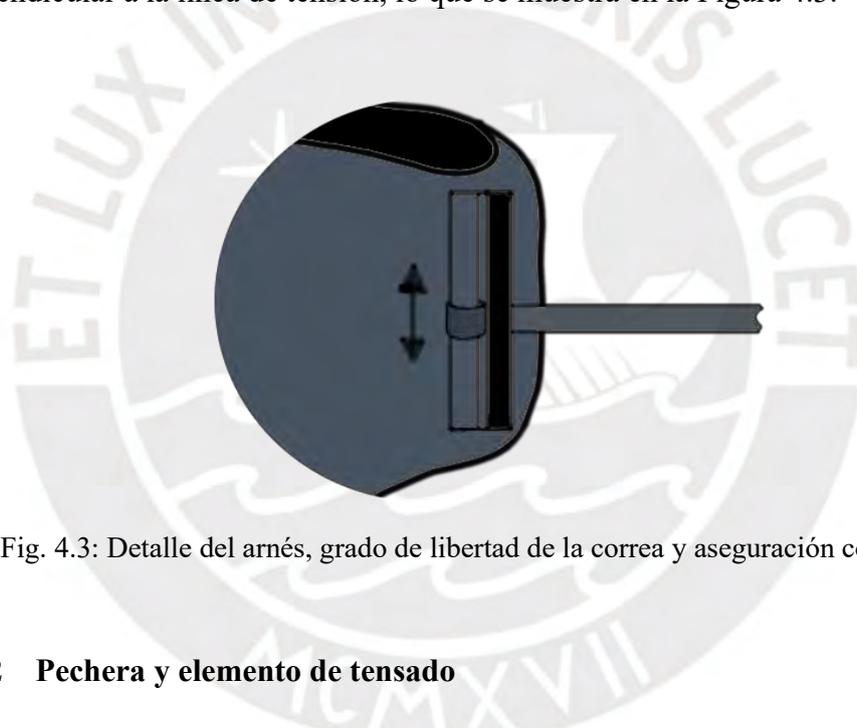


Fig. 4.3: Detalle del arnés, grado de libertad de la correa y aseguración con Velcro.

#### 4.1.2 Pechera y elemento de tensado

En la Figura 4.4 se aprecian las dimensiones del arnés del wearable. La longitud típica del lomo de los perros considerados es de 43 a 53 cm, tomando en cuenta un 5% de desviación como en las medidas anteriores. La longitud de la correa será variable y esta abarcará el rango de 41 a 56 cm. Se considerará el mismo grosor para todas las correas, este será de 2.5 cm.

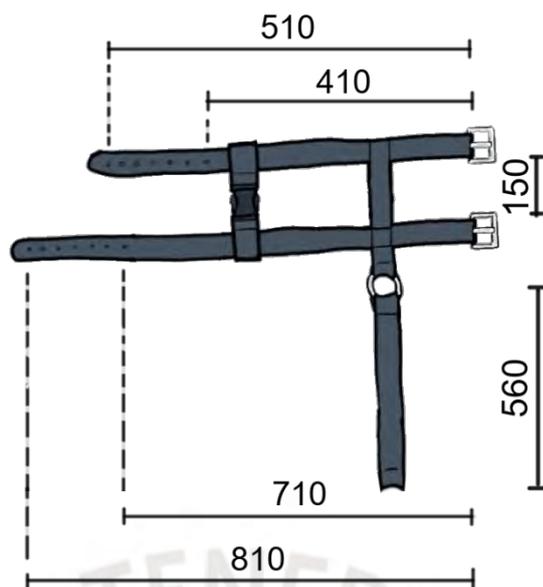


Fig. 4.4: Arnés en configuración de longitud de lomo máxima, medidas en milímetros<sup>35</sup>

#### 4.1.3 Ubicación de sensores

Los sensores deberán ser ubicados correctamente para una captura de datos adecuada. Sin embargo, la posición ideal de estos variará en función al can que use el wearable. Por este motivo, se posicionarán los sensores de forma que estos midan adecuadamente las señales requeridas de los perros que estén en el rango que abarca este proyecto.

#### Electrodos

Los electrodos deberán ser posicionados sobre el vasto lateral. La posición ideal de estos es en el medio de la línea que une los puntos medios de dos líneas principales. La primera línea principal se define como la distancia entre la cresta ilíaca y la rótula, y la segunda como la distancia entre el trocánter mayor y la rótula. Por último, la inclinación del arreglo deberá ser de 45°. Dicha configuración puede apreciarse en la Figura 4.5.

<sup>35</sup> Karen Pryo. Consulta 20 de marzo de 2021. <https://www.clickertraining.com/files/freedom-no-pull-harness-sizing-chart.pdf>



Fig. 4.5: Posicionamiento de los electrodos en el músculo vasto lateral<sup>36</sup>

Debido a que el tamaño de los músculos es proporcional a la pierna. Se puede determinar la posición de los electrodos en función al tamaño de la pierna. De acuerdo a la Figura 4.6, la componente en X se encuentra aproximadamente en el 35% del semiperímetro de la pierna donde se sujetará el wearable (a partir del borde izquierdo). Debido a que el perímetro típico de la pierna de un can (1.5 cm por encima de la rodilla, y considerando una desviación de 5%) es de 29 a 40 cm, la componente en X variará entre 5.1 y 7 cm. Por esta razón, el electrodo se posicionará a 6 cm del borde izquierdo de la pierna. En esta configuración, la desviación máxima será de 1 cm.

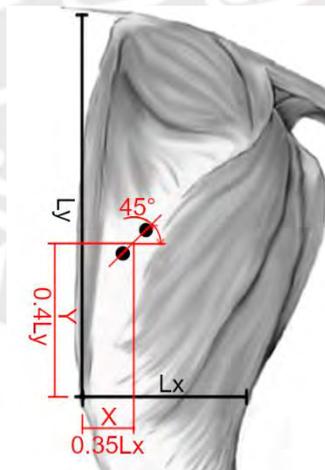


Fig. 4.6: Posición de los electrodos relativa a las longitudes X e Y de la pierna

<sup>36</sup> American College of Veterinary Surgeons (2009). Correlation of Surface Electromyography of the Vastus Lateralis Muscle in Dogs at a Walk with Joint Kinematics and Ground Reaction Forces. [Figura]. Recuperado de <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19674419/>

En el caso de la componente en Y, esta se deberá ubicar aproximadamente en el 40% de la altura desde donde se sujetará el wearable hasta el lomo del animal (medido desde abajo) concorde a la Figura 4.6. Si se considera que el grosor del lomo suele representar un 1/3 del perímetro entre rodilla-lomo-rodilla (el cual varía entre 62 y 79 cm al considerar una desviación del 5%). Entonces, según lo mencionado, la componente en Y variará entre 8.2 y 10.5 cm, por lo que se propone se posicione a una altura promedio de 9.4 cm. Para este caso, la desviación máxima de la componente Y será de 1.2 cm.

Finalmente, para hallar la desviación total, se suman las desviaciones de ambas componentes de forma vectorial, de esta manera se obtiene una desviación máxima total de 1.6 cm. Dicha desviación se considera aceptable para el posicionamiento de los electrodos. Por último, la posición final de los electrodos en el panel izquierdo del wearable, se aprecia en la Figura 4.7.

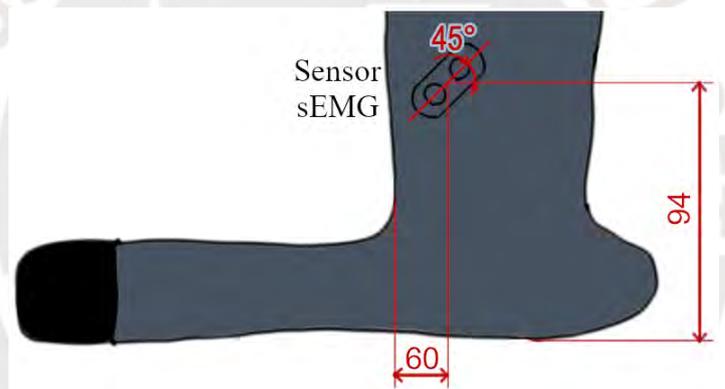


Fig. 4.7: Posicionamiento de los electrodos en panel izquierdo en mm.

#### Acelerómetro e interfaz

Los acelerómetros serán posicionados en los extremos del sacro para que puedan captar con mayor facilidad el movimiento de balanceo de la cadera en el momento de la caminata. Dicha distancia está dentro del rango de 18.7 y 24.3 cm desde el borde superior del panel, por lo que la posición final será de 21.6 cm desde el extremo superior del panel. Finalmente, la interfaz se colocará en la misma línea que el acelerómetro y a la mitad del espacio entre el borde superior y este último (a 10.8 cm del extremo superior). Ambos componentes se posicionarán a una distancia prudente del borde derecho (3 cm), las posiciones de estos componentes se muestran en la Figura 4.8.

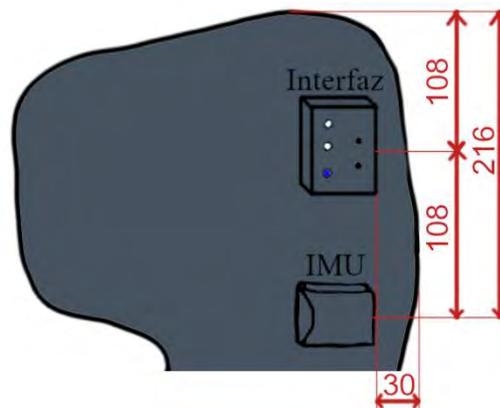


Fig. 4.8: Posicionamiento del sensor inercial (IMU) y la interfaz

Debido a que los paneles son similares, el posicionamiento de los sensores, tanto en el panel izquierdo como el derecho serán iguales. La diferencia reside en la interfaz la cual solo se encuentra presente en el panel lateral izquierdo, y el controlador del panel derecho, el cual se encontrará unido al acelerómetro.

#### 4.1.4 Contenedores de las tarjetas impresas

En este apartado, son presentados los diseños de las dos cajas contenedoras de la electrónica. El primero corresponde a la interfaz, mientras que el segundo contendrá a la PCB del controlador esclavo del panel derecho. Ambos contenedores también almacenarán las baterías respectivas de cada tarjeta impresa.

En la Figura 4.9 se muestra al contenedor interfaz. Las dimensiones de este son de 60x54x22.5 mm. Este contenedor tiene diferentes orificios los cuales permiten las conexiones debidas, tanto para alimentación, como para la comunicación con los sensores IMU y sEMG. Estos orificios también incluyen aquellos que permitirán la visibilidad de los LEDs, acceso al interruptor para energizar la tarjeta y los pulsadores de la interfaz, y finalmente orificios que ayudarán a la ventilación de la electrónica.



Fig. 4.9: Contenedor del PCB maestro e interfaz del wearable

En la Figura 4.10 se muestra el segundo contenedor, el cual almacena al controlador esclavo del panel derecho, cuyas dimensiones son de 50x43x22 mm. Este a su vez dispondrá de orificios para la alimentación de la batería, la comunicación con el sensor sEMG, accionamiento del interruptor, la visualización de los LEDs, y la ventilación de los componentes electrónicos.



Fig. 4.10: Contenedor de la tarjeta del panel derecho

#### 4.1.5 Dispositivo Integrado

Finalmente, al tener el diseño de todos los componentes que conforman el dispositivo wearable, se presenta el diseño final en la Figura 4.11, donde se indican los elementos visibles.

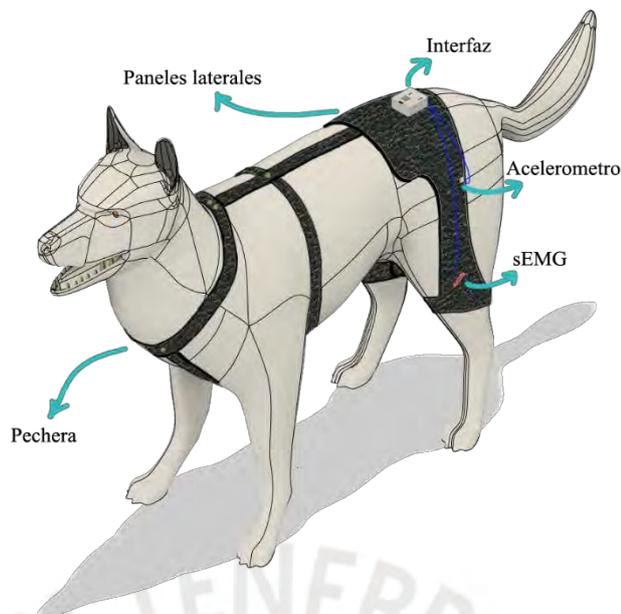


Fig. 4.11: Dispositivo wearable para estabilizar las articulaciones de cadera con displasia y monitorear la marcha en perros

## 4.2 Planos

En esta sección, se listan los planos de ensamble, despiece, y electrónicos según las Tabla 4.1, 4.2 y 4.3 respectivamente. Las tablas muestran la nomenclatura de cada plano, donde el prefijo “ESQ” hace referencia a un esquemático, “PCB” al plano de la tarjeta impresa, “D” a un plano de despiece, y “EXP” a un plano explosionado. La siguiente agrupación de sílabas intermedias hace referencia al título del plano, y finalmente, el sufijo indica el tamaño de la hoja usada para el plano.

Tabla 4.1. Lista de planos explosionados y de ensamble.

No. de plano	Título	Nomenclatura
1	Representación del dispositivo en uso	ISO1-WI-A3
2	Explosión Panel Lateral Izquierdo	EXP1-PI-A3
3	Explosión Panel Lateral Derecho	EXP2-PD-A3
4	Sub-ensamble Controlador Maestro	E1-CM-A2
5	Sub-ensamble Controlador Esclavo	E2-CE-A2

Tabla 4.2. Lista de planos de despiece.

No. de plano	Despiece	Nomenclatura
6	Paneles Laterales	D1-PL-A2
7	Carcasas	D2-CAR-A1

Tabla 4.3. Lista de planos electrónicos.

No. de plano	Título	Nomenclatura
8	Esquemático Controlador Maestro	ESQ1-CM-A3
9	Esquemático IMU	ESQ2-IMU-A4
10	Esquemático Controlador Esclavo	ESQ3-CE-A3
11	PCB Controlador Maestro	PCB1-CM-A4
12	PCB IMU	PCB2-IMU-A4
13	PCB Controlador Esclavo	PCB3-CE-A4

### 4.3 Estimación de costos

El costo estimado de este dispositivo wearable se dividirá en diseño, manufactura, y ensamble más pruebas de ensayo. El primer rubro corresponde a una aproximación real del costo de trabajo de la ingeniería de diseño, mientras que el segundo consiste en los costos de los componentes comerciales, logística, fabricación de componentes, materiales a usar en el proceso de fabricación, y el costo de manufactura misma. Finalmente, el último rubro corresponde a los costos de ensamble y prototipado.

#### 4.3.1 Costo de diseño

El cálculo de este rubro se realiza considerando el costo de un practicante en diseño de ingeniería el cual suele ascender a S/. 15 por hora, más el costo de un supervisor, quien es un ingeniero senior cuyas tarifas rondan S/. 200 por hora. La presente tesis abarcó un período de 30 semanas, de las cuales el ingeniero de diseño y el supervisor invierten 20 y 1.5 horas por semana respectivamente. Por lo tanto, el costo total de diseño se estima en S/. 18,000.

#### 4.3.2 Costo de manufactura

Respecto a lo mencionado en la introducción del apartado de estimación de costos, esta sección se divide principalmente en costos de los componentes comerciales, material de manufactura de los componentes a fabricar, y finalmente el proceso mismo de manufactura. Primero se detalla el costo de los diversos componentes que conforman el sistema en la Tabla 4.4. Esta tabla detalla los proveedores, precios unitarios, cantidad de unidades por componente, y envío. Cabe mencionar que los pedidos con un costo menor a 200 USD están exentos de impuestos aduaneros, para

este caso particular no se deberán pagar impuestos debido a que los pedidos provienen de proveedores diferentes, y ninguno de estos llega a esta cifra.

Tabla 4.4: Costos de componentes importados

Distribuidor	Artículo	Precio unitario [USD]	Cantidad	Subtotal [USD]	Envío [USD]
Alibaba	Batería 102540	3.50	2	7.00	-
	Cable USB-C	0.65	3	1.95	-
Aliexpress	Módulo microSD Diyimore TF	0.30	1	0.30	0.66
Mouser	2.5 mm audio Jack SJ1-2503A	0.68	2	1.36	35.00
	MPU-6500	10.70	2	21.40	
	Regulador de voltaje NCV59151MN33TYG	2.64	2	5.28	
	Gestor de batería MCP73832T-2ACI/MC	0.62	2	1.24	
	Microcontrolador ESP32-WROOM-32	3.80	2	7.60	
	Capacitores	0.664	20	13.28	
	LEDs APT1608SGC	0.17	5	0.85	
	RGB LEDs SML-LX3632SISUGSBC	2.45	2	4.90	
	Resistencias	0.088	21	1.848	
	Conector USB-C 12401832E402A	2.48	4	9.92	
sparkfun	sEMG MyoWare Muscle Sensor	37.95	2	75.90	5.19
Total [USD]				152.828	40.85
Total [PEN]				757.28 <sup>37</sup>	

En segundo lugar, se detalla el costo de los materiales requeridos para la fabricación del wearable. Los paneles laterales pueden ser delineados en una plancha de 51 x 51 cm, mientras que el arnés de la pechera puede ser adquirido aparte gracias a la variedad de modelos que se acomodan para la implementación del wearable. Finalmente, se requieren de 1.5 m de cinta de cierre por gancho y bucle. Dichos costos se muestran la Tabla 4.5.

Tabla 4.5: Costos de materiales

Distribuidor	Artículo	Precio unitario [PEN] <sup>38</sup>	Cantidad	Subtotal [PEN]
Cuero Market	Plancha de cuero 1.2 m <sup>2</sup> x 1.6 mm	83.20 <sup>39</sup>	1	83.20
Lima	Pechera de cuero para perro tamaño L	60.00	1	60.00
Sodimac	Cierre tipo Velcro 3M 45.7 x 1.9 cm	18.90 <sup>40</sup>	4	75.60
Total [PEN]				218.80

<sup>37</sup> Tipo de cambio 1 USD = 3.91 PEN, fecha de consulta: 9 de junio de 2021.

<sup>38</sup> Impuesto General a las Ventas (IGV) incluido.

<sup>39</sup> <https://cuero-market.com.pe/producto/dc-cap-cinturon-blanco/>, fecha de consulta: 7 de junio de 2021.

<sup>40</sup> <https://www.sodimac.com.pe/sodimac-pe/product/2063158/item/2063158>, fecha de consulta: 7 de junio de 2021.

El último rubro considerado es el costo de la manufactura misma de los componentes que conforman el wearable. En la Tabla 4.6, se estima cada uno de estos costos.

Tabla 4.6: Costos de manufactura

Distribuidor	Artículo	Precio unitario [PEN] <sup>41</sup>	Cantidad	Subtotal [PEN]
MLC Peru	Corte láser	20	2	40.00
pcbperu	Impresión PCB a doble capa	7.00 <sup>42</sup>	3	21.00
pcbperu	Soldadura de componentes	50.00	3	150.60
Otro	Impresión de carcasas	50.00	2	100.00
Total [PEN]				311.60

Una vez hechas las estimaciones parciales, se obtiene el costo total de manufactura al sumar los subtotales de las Tablas 4.4 a 4.6, lo que se muestra en la Tabla 4.7.

Tabla 4.7: Costo de insumos y manufactura

División	Precio estimado [PEN]
Costo de componentes	755.67
Costo de materiales	218.80
Costo de manufactura	311.60
Total [PEN]	1,286.07

### 4.3.3 Costo de ensamble y pruebas de funcionamiento

Tanto los costos de integración de componentes, como de realización de pruebas, son determinados en función al tiempo que se invertirá en la ejecución de estos. Para esto, se considerará el costo de un técnico y de un profesional en ingeniería, y los costos por uso de herramientas y equipos que se puedan requerir para el ensamble y las pruebas de funcionamiento. En este caso se asumirá un costo global de S/. 150 por hora como costo de ensamble y pruebas de funcionamiento, que en este caso toma en cuenta que el sistema fue diseñado para un ensamble sencillo y rápido.

En el estimado de este costo se estima que se invertirá una hora en el moldeo de los paneles laterales en cuero, una hora para el ensamble de las carcasas electrónicas con sus respectivos componentes, y finalmente, una hora para el ensamble de los paneles, correa y carcasas. Para concluir este rubro, se considera que el tiempo de la realización

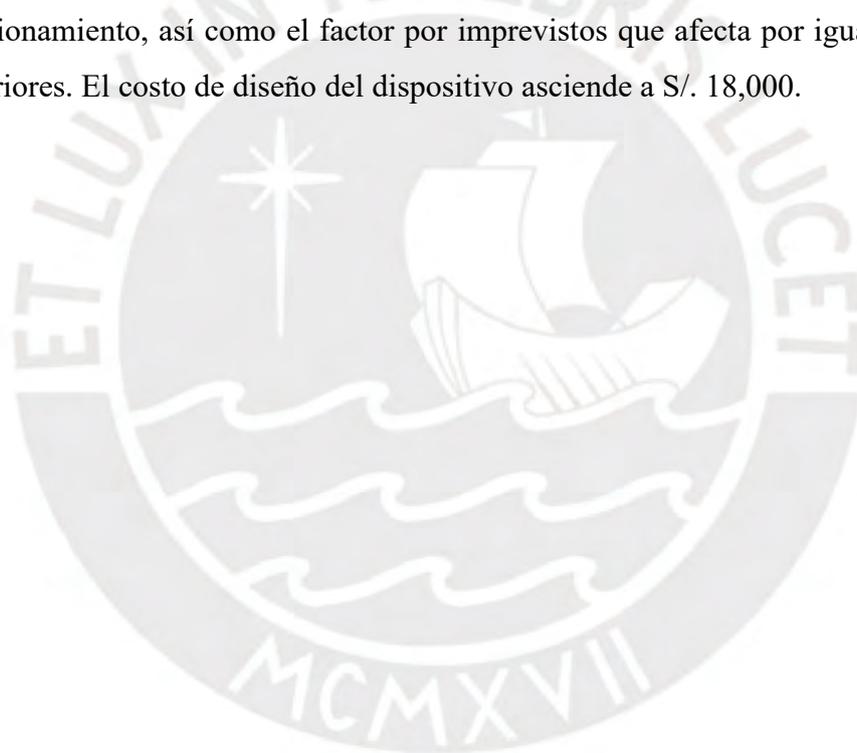
<sup>41</sup> Impuesto General a las Ventas (IGV) incluido.

<sup>42</sup> <https://fabricacion.pcbperu.com/producto/circuitos-impresos/>, fecha de consulta: 7 de junio de 2021.

de pruebas se puede llevar a cabo en un plazo de tres semanas de trabajo a seis horas diarias. En resumen, el tiempo estimado para ensamble y pruebas de funcionamiento se estima en 21 horas, por lo que el costo correspondiente se estima en S/. 3,150.

#### **4.3.4 Costo total del dispositivo**

Finalmente, en el costo total de fabricación del dispositivo se incluirá un factor de seguridad de 1.2. La función de dicho factor es la de considerar gastos imprevistos diversos como lo son problemas de logística y abastecimiento, ajustes de precios o cambio de componentes, componentes defectuosos, variación de tipo de cambio, etc. El costo de fabricación del producto, que se estima en aproximadamente S/. 5,500, incluye los costos de insumos y manufactura, de ensamble, de pruebas de funcionamiento, así como el factor por imprevistos que afecta por igual a los costos anteriores. El costo de diseño del dispositivo asciende a S/. 18,000.



## OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

Existen diversos métodos que pueden ser implementados para el procesamiento de señales de este trabajo. Sin embargo, la preferencia de usar uno frente a otro, reside completamente en los requisitos del sistema. En este trabajo se sugiere el método recursivo de mínimos cuadrados para la obtención de información de posicionamiento a partir de acelerómetros. Sin embargo, de requerirse un método más preciso aún, o de no ser necesario la obtención de data en tiempo real. Se sugiere evaluar la implementación de otros métodos, como el de implementación de filtros de Kalman.

En este trabajo, son presentadas dos formas posibles para determinar la carga en las articulaciones de la cadera a partir de la electromiografía superficial del musculo Vasto Lateral. Dichos resultados parten de dos métodos igualmente válidos. No obstante, el alcance de esta tesis no determina cuan cercanos son estos resultados a la realidad. Por lo que se sugiere realizar una evaluación comprensiva para tomar una decisión adecuada frente a que método usar en caso de ser implementado.

El material usado para la manufactura de los paneles laterales en esta tesis es el cuero. Tradicionalmente, existen prendas de cuero que, animales como perros, usan frecuentemente. Sin embargo, debido al tamaño considerable de los paneles laterales, se recomienda el uso de una tela que disminuya el contacto directo del wearable con el animal. En su defecto, es posible hacer un estudio de otros materiales los cuales sean lo suficientemente rígidos para contener la electrónica, que a su vez ejerzan la tensión necesaria para la estabilización de la cadera.

El método usado para la sujeción del wearable al animal, y la electrónica al wearable, es la del gancho y bucle. Si bien dicho método asegura la sujeción adecuada de los diversos componentes, es posible que, gracias a la naturaleza del pelaje del animal, el método de sujeción no sea el más cómodo para este. La presente tesis busco que dichas uniones no interfieran con el animal. Sin embargo, es posible cambiar el método por uniones por hebilla u otros en caso esto se requiera.

## CONCLUSIONES

La presente tesis cubre el diseño de un dispositivo wearable, que en esta propuesta tiene como propósito estabilizar las caderas con displasia en perros de tamaño mediano a mediano-grande y, a su vez, monitorear señales pertinentes de la locomoción. Estas señales son relevantes para el proceso de rehabilitación del can, pues pueden facilitar el pronóstico de otras condiciones lumbosacrales.

En el Perú, el estudio de la literatura respecto a la aplicación de la ingeniería en el área veterinaria, en especial respecto a condiciones lumbosacrales. Revela la falta de los estudios necesarios para llevar a cabo investigaciones que requieren de dicha información básica. Esto se evidencia en la falta de estudios estadísticos a comparación a otros países, y la falta de proyectos dedicados a la mejora de la calidad de vida de animales que sufren de estas condiciones.

El uso de la metodología del diseño VDI2206 para obtener el proyecto preliminar, permite cubrir diferentes aspectos que son cruciales para el diseño. Uno de estos aspectos es el proceso de subdividir el proyecto en funciones parciales, esto ayuda significativamente a plantear diversas soluciones para aspectos que, normalmente, podrían ser considerados un solo conjunto.

El tamaño final de los subsistemas del dispositivo wearable (paneles laterales flexibles) es de 45 x 45 x 2.9 cm, dichas dimensiones no exceden el límite establecido por la lista de exigencias propuesto. Además, el peso total del wearable no excede el límite establecido de 1 kg. Todo esto permite que el dispositivo wearable no implique una incomodidad notoria o perjudicial para el animal.

Al realizar la estimación de costos, el valor de la manufactura y ensamble del dispositivo wearable asciende aproximadamente a S/. 5,500. Sin embargo, debido a que el costo de insumos y manufactura del dispositivo representa un costo fijo, es posible mantener un costo de fabricación menor a los S/. 3,000 propuestos. Esto representa un costo accesible como alternativa a métodos invasivos contra la displasia de caderas en canes.

## BIBLIOGRAFÍA

- [American Kennel Group, 2020] *Hip dysplasia in dogs*. Consulta: 6 de septiembre de 2020.  
<https://www.akc.org/expert-advice/health/hip-dysplasia-in-dogs/>
- [Benoit, 2003] Benoit D. L., M. Lamontagne, G. Cerulli, A. Liti. The clinical significance of electromyography normalisation techniques in subjects with anterior cruciate ligament injury during treadmill walking. *"Institution for Surgical Sciences"* 2003.  
[https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(02\)00194-7](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00194-7)
- [Bockstahler, 2009] Bockstahler, B., R. Gesky, M. Mueller, J. Thalhammer, C. Peham, I. Podbregar. Correlation of Surface Electromyography of the Vastus Lateralis Muscle in Dogs at a Walk with Joint Kinematics and Ground Reaction Forces. *"The American College of Veterinary Surgeons"* 2009 volumen 38, pp. 754-761.  
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19674419/>
- [Bunjin, 2011] Bunjin, Ohashi. Dog walking aid. Consulta 6 de septiembre de 2020.  
<https://patents.google.com/patent/WO2013094444A1>
- [Chalayon, 2013] Chalayon, Pachara. "Standing analysis of healthy and abnormal canines using force platform system", 10th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON), pp. 2-7.  
[https://www.researchgate.net/publication/261298328\\_Standing\\_analysis\\_of\\_healthy\\_and\\_abnormal\\_canines\\_using\\_force\\_platform\\_system](https://www.researchgate.net/publication/261298328_Standing_analysis_of_healthy_and_abnormal_canines_using_force_platform_system)
- [Cheng-Chung, 2020] Cheng-Chung, Lin. Description of soft tissue artifacts and related consequences on hindlimb kinematics during canine gait. 2020 pp 1-23.  
<https://peerj.com/articles/9379/>
- [Chura, 2011] Chura, L. *Frecuencia de displasia de cadera en perros mestizos*. Consulta 15 de septiembre de 2020.  
<http://www.revistaepgunapuno.org/index.php/animal/article/view/581>
- [Genevois, 2008] J. P. Genevois, Remy D., Viguier E. Prevalence of hip dysplasia according to official radiographic screening, among 31 breeds of dogs in France. A retrospective study. *"Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology"* 2008 volumen 21, no. 1, pp. 21-24.  
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18288340/>
- [Jadid, 2019] Jadid, A., L. Rudolph, F. Pankratz and G. Klinker, Utilizing Multiple Calibrated IMUs for Enhanced Mixed Reality Tracking. *"IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality Adjunct"* 2019, pp. 384-386  
<https://ieeexplore.ieee.org/document/8951908>
- [Karen, 2003] C. Karen. Support for treatment of canine hip dysplasia and lumbosacral disorders. Consulta 6 de septiembre de 2020.  
<https://patents.google.com/patent/US6880489B2>
- [Hicks, 2013] Hicks, Alan. Kinetic and kinematic evaluation of compensatory movements of the head, pelvis and thoraco-lumbar spine associated with asymmetrical weight bearing of the pelvic limbs in dogs. Tesis para doctorado. Knoxville: University of Tennessee, Graduate School.  
[https://trace.tennessee.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=2811&context=utk\\_graddiss&usg=AOvVaw3NXUGmjin2KqyvOekXfKRIB](https://trace.tennessee.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=2811&context=utk_graddiss&usg=AOvVaw3NXUGmjin2KqyvOekXfKRIB)
- [Leach, 1977] Leach, D. Diagnosis of lameness in dogs: a preliminary study. *"The Canadian veterinary journal - La revue veterinaire canadienne"* 1977 volumen 18, no. 3, pp. 58-63.  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1697495/>

- [Madgwick, 2010] Madgwick, Sebastian. An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays. 2010.  
[https://www.samba.org/tridge/UAV/madgwick\\_internal\\_report.pdf](https://www.samba.org/tridge/UAV/madgwick_internal_report.pdf)
- [Neto, 2013] Neto, Pedro, J. N. Pires. 3-D Position Estimation from Inertial Sensing: Minimizing the Error from the Process of Double Integration of Accelerations. “*Department of Mechanical Engineering, CEMUC University of Coimbra*” 2013.  
<https://ieeexplore.ieee.org/document/6699780>
- [Nunamaker, 2004] Nunamaker, David M. Normal and Abnormal Gait. 2004 capítulo 91, pp. 1-12.  
<https://www.semanticscholar.org/paper/Normal-And-Abnormal-Gait-Chapter-91-Nunamaker-Blauner/e466e559dd4a48de9eb294ffb63bad702961b5e5>
- [Parkes, 1981] Parkes, Lincoln J. Prosthetic cart for animals. Consulta 5 de septiembre de 2020.  
<https://patents.google.com/patent/US4375203A>
- [Puerdue, 2009] Purdue University. *Students design 'exoskeleton' for dogs with hip dysplasia*. Consulta 4 de septiembre de 2020.  
<https://www.purdue.edu/uns/x/2009a/090115BergenBrace.html>
- [Rettenmaier, 2002] J. L. Rettenmaier, Keller G. G. Prevalence of canine hip dysplasia in a veterinary teaching hospital population. “*Veterinary Radiology and Ultrasound*” 2002 volumen 43, no. 4, pp. 313–318  
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12174992/>
- [Rhodin, 2017] Rhodin, M., A. Bergh, P. Gustås, C.B. Gómez. Inertial sensor-based system for lameness detection in trotting dogs with induced lameness. “*The Veterinary Journal*” 2017. pp. 54–58.  
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S109002331730045X>
- [Riegger-Krugh, 2016] Riegger-Krugh, Cheryl. Canine Anatomy. Consulta 21 de septiembre de 2020.  
<https://veteriankey.com/canine-anatomy/>
- [Rose, 2019] Rose, William. “Electromyogram analysis”. *Mathematics and Signal Processing for Biomechanics, University of Delaware*. 2019.  
<https://www1.udel.edu/biology/rosewc/kaap686/notes/EMG%20analysis.pdf>
- [Stanin, 2011] Stanin, D., Pavlak, M., Vrbanac, Z., Potočnjak, D. “Prevalence of hip dysplasia in dogs according to official radiographic screening in Croatia.” *Portal Hrvatskih Znanstvenih I Stručnih Časopisa*. 2011, volumen 81, número 2, p. 235.  
<https://hrcak.srce.hr/67339>
- [Todhunter, 2017] Loder, R. T., Todhunter, R. J. “The Demographics of Canine Hip Dysplasia in the United States and Canada.” *Journal of Veterinary Medicine*. 2017, volumen 2017, pp. 1-15.  
<https://www.hindawi.com/journals/jvm/2017/5723476/>
- [Valentin, 2016] Valentin, S., Rebeka R. “Surface electromyography in animals: A systematic review” *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2016, volume 28, pp. 167-183.  
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.12.005>
- [Verhoef, 2011] Verhoef, Jeff H. Dog mobility device. Consulta 6 de septiembre de 2020.  
<https://patents.google.com/patent/US20130152873>
- [Vetrica, 2014] Vetrica. *Arthritis in the Dog*. Consulta: 6 de septiembre de 2020.  
<https://web.archive.org/web/20140204052845/http://www.vetrica.com/care/dog/arthritis.shtml>

- [Witsberger, 2008] T. H. Witsberger, Armando Villamil J. Prevalence of and risk factors for hip dysplasia and cranial cruciate ligament deficiency in dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association* 2008 volumen 232, no. 12, pp. 1818–1824.  
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18598150/>
- [Zheng, 2019] Zheng, Wenhao, Danhui Dan, Wei Cheng, Ye Xia. Real-time dynamic displacement monitoring with double integration of acceleration based on recursive least squares method. *Dept. of Bridge Engineering, Tongji University, 1239 Siping Road, Shanghai 200092, China* 2019.  
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0263224119303719?via%3Dihub>



**ANEXO A**

**ALTERNATIVAS DE SOLUCIÓN Y EVALUACIÓN**



## A.1 Matrices Morfológicas

A continuación, son presentadas las matrices morfológicas de los diversos dominios del sistema, las cuales se basan el diseño en la metodología alemana VDI2206. Este procedimiento consiste en listar las diversas sub funciones de cada dominio y plantear diversas posibles soluciones para cada una, luego se arman combinaciones de las soluciones planteadas y se procede a evaluar cada camino planteado, de este modo es posible hallar la solución óptima al problema.

En las Tablas A.1, A.2 y A.3 se presentan las matrices morfológicas correspondientes a los dominios mecánico, de interfaz, y de control.

Tabla A.1: Matriz morfológica del dominio mecánico

Función parcial	Portadores de funciones		
Posicionar submódulos en el animal			
Sujetar submódulos en el animal	 <p data-bbox="616 1308 1011 1339">Ajuste por velcro a las patas traseras</p>	 <p data-bbox="1056 1308 1369 1339">Ajuste por velcro en el lomo</p>	
Posicionar y sujetar componentes en la cadera del animal			
Estabilizar las articulaciones de la cadera del animal	 <p data-bbox="667 1756 820 1816">Sistema de amortiguación</p>	 <p data-bbox="900 1756 1123 1816">Traslación de cargas por tensado</p>	 <p data-bbox="1187 1778 1353 1809">Soporte externo</p>
Retirar wearable del animal			

Tabla A.2: Matriz morfológica del dominio electrónico e interfaz

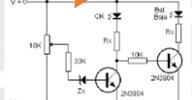
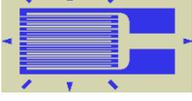
Función parcial	Portadores de funciones		
Conectar dispositivo a la red eléctrica	 Manual		
Cargar almacenador de energía	 Cargador de baterías de litio	 Cargador de baterías	 Cargador de pilas
Cargar y almacenar energía	 Arreglo de baterías de litio	 Batería con modulo para carga	 Pilas recargables
Energizar sistema	 Interruptor deslizante	 Interruptor	
Acondicionar energía	 Circuitos en serie AC-DC y DC-DC		 Circuito Step down
Detectar nivel de carga de la batería	 Módulo de batería	 Circuito detector de carga	 Uso del procesador para determinar los niveles
Sensor movimientos de la caminata del animal	 Acelerómetro		
Sensor carga de la cadera	 Sensor distancia	 Galgas extensiométricas	 Electromiografía
Indicar estado del wearable	 Uso de pantallas led o lcd	 Indicador auditivo	 Indicador visual con LEDs

Tabla A.3: Matriz morfológica del dominio de control

Función parcial		Portadores de funciones	
Hardware	Leer señales		
	Determinar carga en la cadera	Microcontrolador para integración en tarjeta	Microcontrolador integrado
	Determinar estado de la batería	Uso de módulo de gestor de batería	Algoritmo analógico
	Guardar datos monitoreados	 Tarjeta de memoria flash	Transmisión de datos a través de protocolos de comunicación remotos
Software	Determinar carga en la cadera	Calculo directo	Calculo por regresión lineal

Según los colores de las flechas indicados en las tablas, los conceptos de solución son los siguientes:

- Concepto de solución 1: 
- Concepto de solución 2: 
- Concepto de solución 3: 

## A.2 Conceptos de solución

Con el uso de la matriz morfológica, se logra definir tres conceptos de solución. Estos se detallan a continuación, posteriormente cada uno será evaluado tanto de forma técnica como económica para finalmente llegar al concepto de solución óptimo.

### Concepto solución 1:

Esta solución (Figuras A.1 y A.2) consiste en un dispositivo que hace uso de un conjunto de amortiguadores y resortes para estabilizar las articulaciones de la cadera. Estos se colocarán en las patas traseras del animal y compartirán parte de la carga de la cadera. Este dispositivo medirá la carga de la cadera de forma indirecta haciendo uso de sensores de distancia. Se hará uso del microcontrolador para procesar y administrar las diversas señales, este será ubicado en el lomo del animal, junto con las

pilas necesarias y la electrónica. El sensado de la caminata del can será realizado con sensores inerciales. Finalmente, la interfaz consistirá en pulsadores y una pantalla ubicada en el dispositivo para mostrar el estado del sistema y elegir el modo de operación. Toda la información monitoreada se almacenará en una tarjeta de memoria flash.

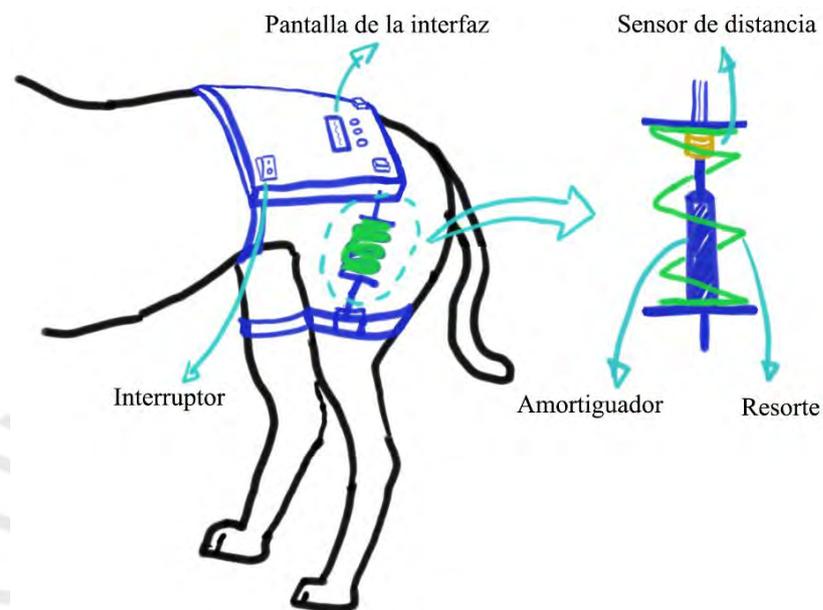


Fig. A.1: Concepto de solución 1 – detalle del conjunto resorte amortiguador

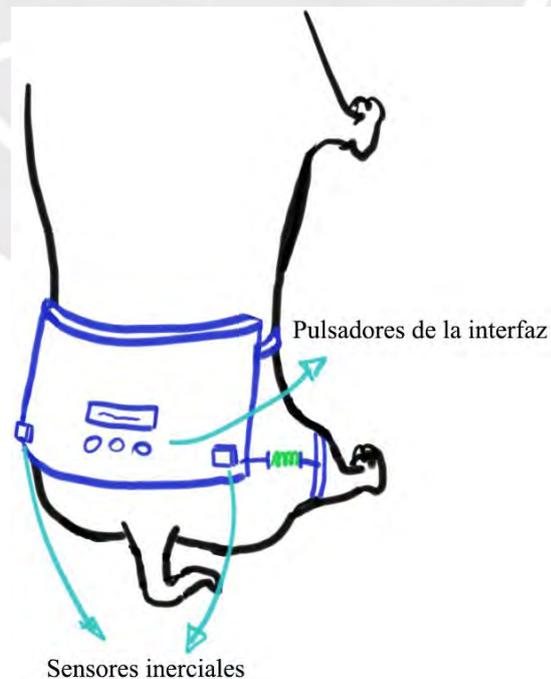


Fig. A.2: Concepto de solución 1, vista desde arriba

### Concepto solución 2:

Esta solución (Figuras A.3 y A.4) hace uso de un sistema de tensado para lograr estabilizar las articulaciones de la cadera, como lo propuesto en la patente US6880489 presentado en Capítulo 1. El monitoreo de la marcha, al igual que en todas las soluciones, se hará con el uso de sensores inerciales. El wearable registrará la carga en las caderas de forma indirecta a través de galgas extensiométricas. La electrónica será ubicada en las patas traseras del can y esta será energizada por una batería y su módulo de carga. Todo el sistema será administrado por un microcontrolador y se hará uso de un conjunto de pulsadores y un *buzzer* para configurar e indicar el modo de operación. Al igual que en el primer concepto, se hará uso de una tarjeta de memoria flash para el almacenamiento de datos.

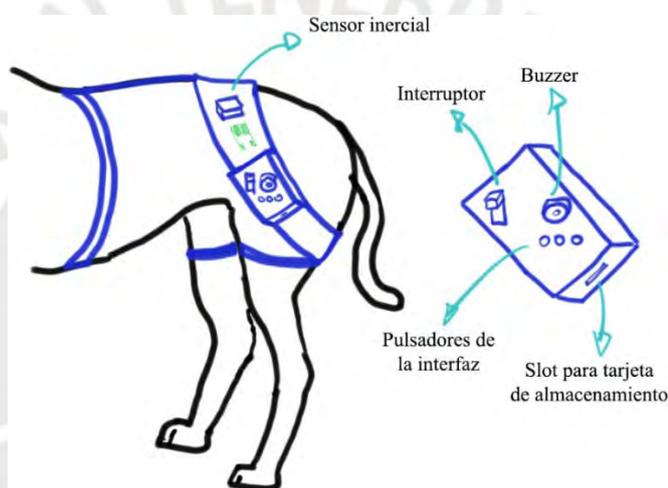


Fig. A.3: Concepto de solución 2 - caja con componentes electrónicos

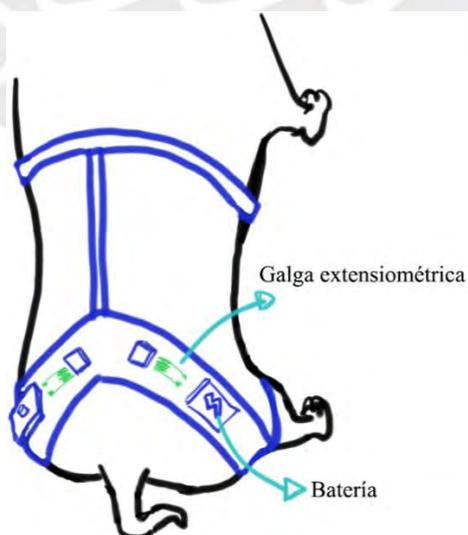


Fig. A.4: Concepto de solución 2, vista desde arriba

### Concepto solución 3:

Este concepto, mostrado en las Figuras A.5 y A.6, difiere del segundo concepto al cambiar la ubicación de la electrónica, el uso de un arreglo de baterías de litio, una interfaz de usuario que consta de LEDs y pulsadores, y el uso de electrodos para el monitoreo del musculo vasto lateral ubicado en cada pierna mediante electromiografía superficial (sEMG). El método de estabilización será el mismo que el de la solución anterior.

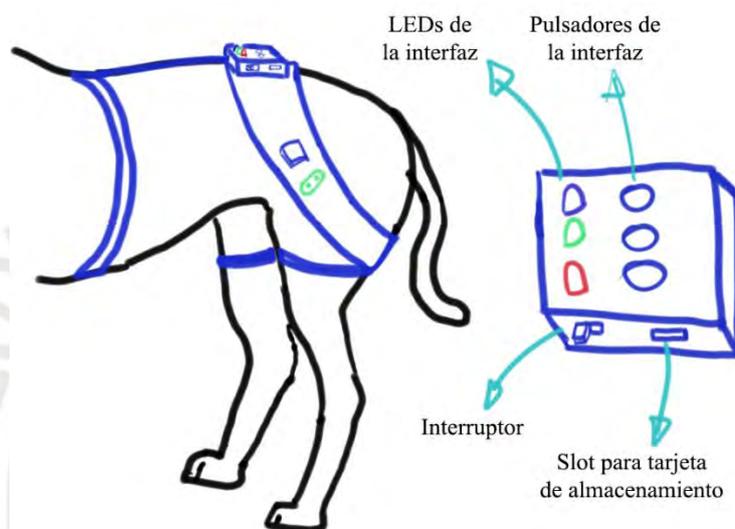


Fig. A.5: Concepto de solución 3 - caja con componentes electrónicos

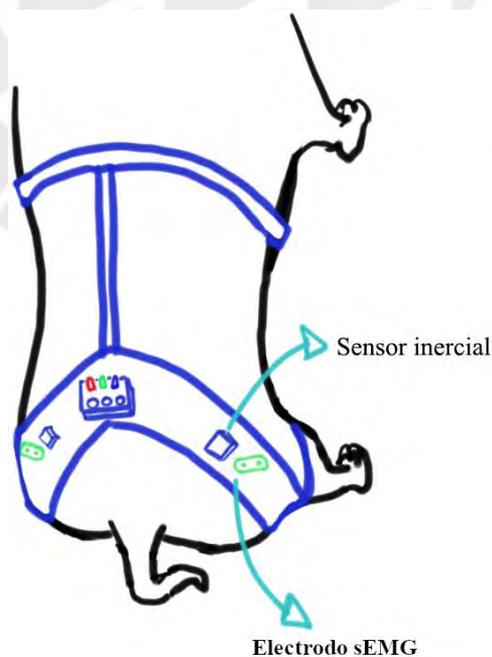


Fig. A.6: Concepto de solución 3, vista desde arriba

### A.3 Evaluación técnico-económica

Una vez descritos los conceptos de solución, es necesario definir cuál representa el concepto óptimo, para este fin se desarrolla una evaluación tanto técnica como económica. En ambos casos se definen criterios relacionados a la lista de exigencias, cada uno con un nivel de importancia asignado, con los cual será posible cuantificar un puntaje para cada solución.

Los criterios técnicos considerados son los siguientes:

- **Función principal:** Criterio que refleja la capacidad de la solución para responder a la problemática principal, por ende, se considerara el peso máximo (5) para este criterio.
- **Seguridad:** Garantía que ofrece la solución de no perjudicar en ningún sentido o circunstancia tanto a los usuarios directos como indirectos. Al igual que el criterio anterior, se considerará el máximo peso para este criterio por su importancia.
- **Ergonomía:** Otro punto importante a evaluar por como este influye en la experiencia de uso del sistema, por ende, se considerará un peso de 4.
- **Peso:** Ninguna de las soluciones deberá sobrepasar el límite establecido de 1 kg. Si bien este es un requisito de los requerimientos, no exige el cuidado de los dos primeros requisitos, por lo que se le asignará un peso de 4.
- **Complejidad de forma:** La simplicidad de forma tiene menor prioridad en comparación a la ergonomía, por lo que solo se le asignará un peso de 3.
- **Complejidad de construcción:** Al estar relacionado directamente a la complejidad de forma, se asignará el mismo peso.
- **Complejidad de uso:** Determinado básicamente por la facilidad de instalación y la complejidad de la interfaz, por lo que esta influirá directamente en la calificación de este criterio. Se asignará un peso de 4 debido la relación estrecha con la experiencia del usuario.
- **Mantenimiento:** Este rubro implica la facilidad de acceso a las piezas del sistema, el cual depende de la geometría de este El peso asignado será de 4.

Una vez establecidos y ponderados los criterios técnicos. Se procede a evaluar cada solución. Dicho proceso es mostrado en la Tabla A.4.

Tabla A.4: Evaluación técnica

No.	Criterio técnico	g	Conceptos de solución							
			C.S. 1		C.S. 2		C.S. 3		C.S. Ideal	
			p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Función principal	5	2	10	3	15	3	15	4	20
2	Seguridad	5	3	15	3	15	3	15	4	20
3	Ergonomía	4	2	8	3	12	3	12	4	16
4	Peso	4	2	8	3	12	3	12	4	16
5	Complejidad de forma	3	3	9	3	9	3	9	4	12
6	Complejidad de construcción	3	2	6	3	9	3	9	4	12
7	Complejidad de uso	4	3	12	2	8	3	12	4	16
8	Mantenimiento	4	3	12	3	12	3	12	4	16
Puntaje máximo $\sum gp$				80		92		96		128
Valor técnico $X_i$			0.63		0.72		0.75		1	
Orden			3		2		1			
<p>p: puntaje de 0 a 4 (Escala de valores según VDI 2225)  0 = No satisface, 1 = Apenas satisface, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Excelente (Ideal)  g: peso ponderado en función de la importancia de los criterios de evaluación</p>										

De forma análoga, son presentados los criterios económicos:

- Costo de la tecnología: Criterio a evaluar con el mayor peso posible (5) debido a la consigna económica de la evaluación. El sistema deberá representar el menor costo posible sin sacrificar aspectos de calidad.
- Disponibilidad de materiales: Debido a que los precios de los componentes varían considerablemente en función a la disponibilidad de estos, se considerara un peso de 4.
- Costo de fabricación: Relacionado directamente tanto a la complejidad de la geometría de la solución, como al costo final de esta. Se asigna un peso de 5.
- Costo de mantenimiento: Este criterio, en parte relacionado a la disponibilidad de materiales y el tiempo de vida de estos. Determina el costo a largo plazo del sistema, por lo que se asigna un peso de 4.

En base a los criterios definidos, es presentada la evaluación económica en la Tabla A.5.

Tabla A.5: Evaluación económica

No.	Criterio económico	g	Conceptos de solución							
			C.S. 1		C.S. 2		C.S. 3		C.S. Ideal	
			p	gp	p	gp	p	gp	p	gp
1	Costo de la tecnología	5	2	10	3	15	3	15	4	20
2	Disponibilidad de materiales	4	3	12	3	12	3	12	4	16
3	Costo de fabricación	5	2	10	3	15	3	15	4	20
4	Costo de mantenimiento	4	3	12	3	12	3	12	4	16
Puntaje máximo $\sum gp$				44		54		54		72
Valor económico $Y_i$			0.61		0.75		0.75		1	
Orden			2		1		1			

p: puntaje de 0 a 4 (Escala de valores según VDI 2225)  
0 = No satisface, 1 = Apenas satisface, 2 = Suficiente, 3 = Bien, 4 = Excelente (Ideal)  
g: peso ponderado en función de la importancia de los criterios de evaluación

Finalmente, se grafican los pares ordenados en una gráfica para determinar visualmente el concepto de solución óptimo como se observa en la Figura A.7, esto se logra al trazar la línea de equilibrio. La solución óptima será aquella más cercana a la línea de equilibrio, y a su vez será la que este más alejada del origen de coordenadas. Como se observa en el gráfico de la Figura A.7, el concepto de solución óptimo corresponde al tercer concepto de solución. Con lo que se concluye que el diseño del wearable para estabilizar las articulaciones de cadera con displasia y monitorear la marcha en perros, se basara en dicha solución.

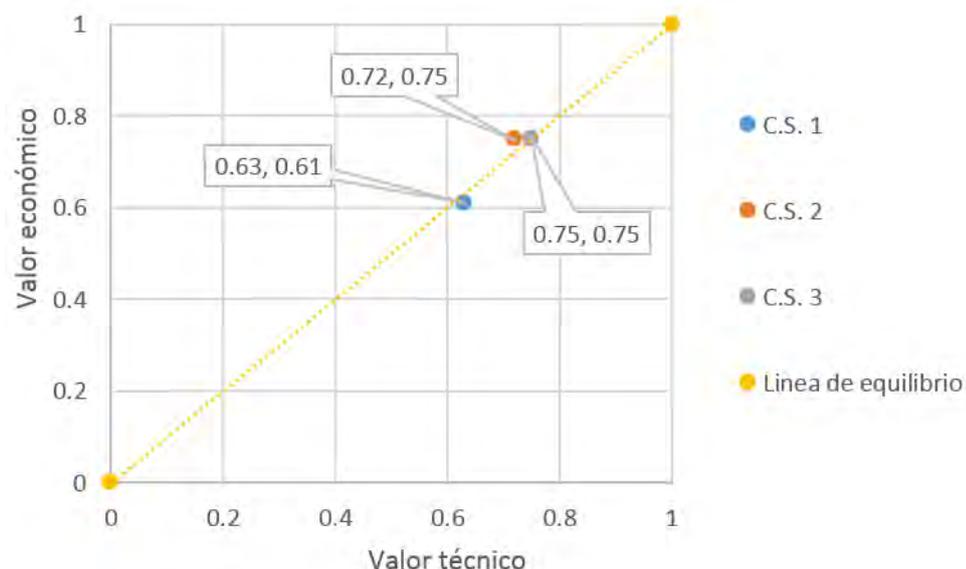
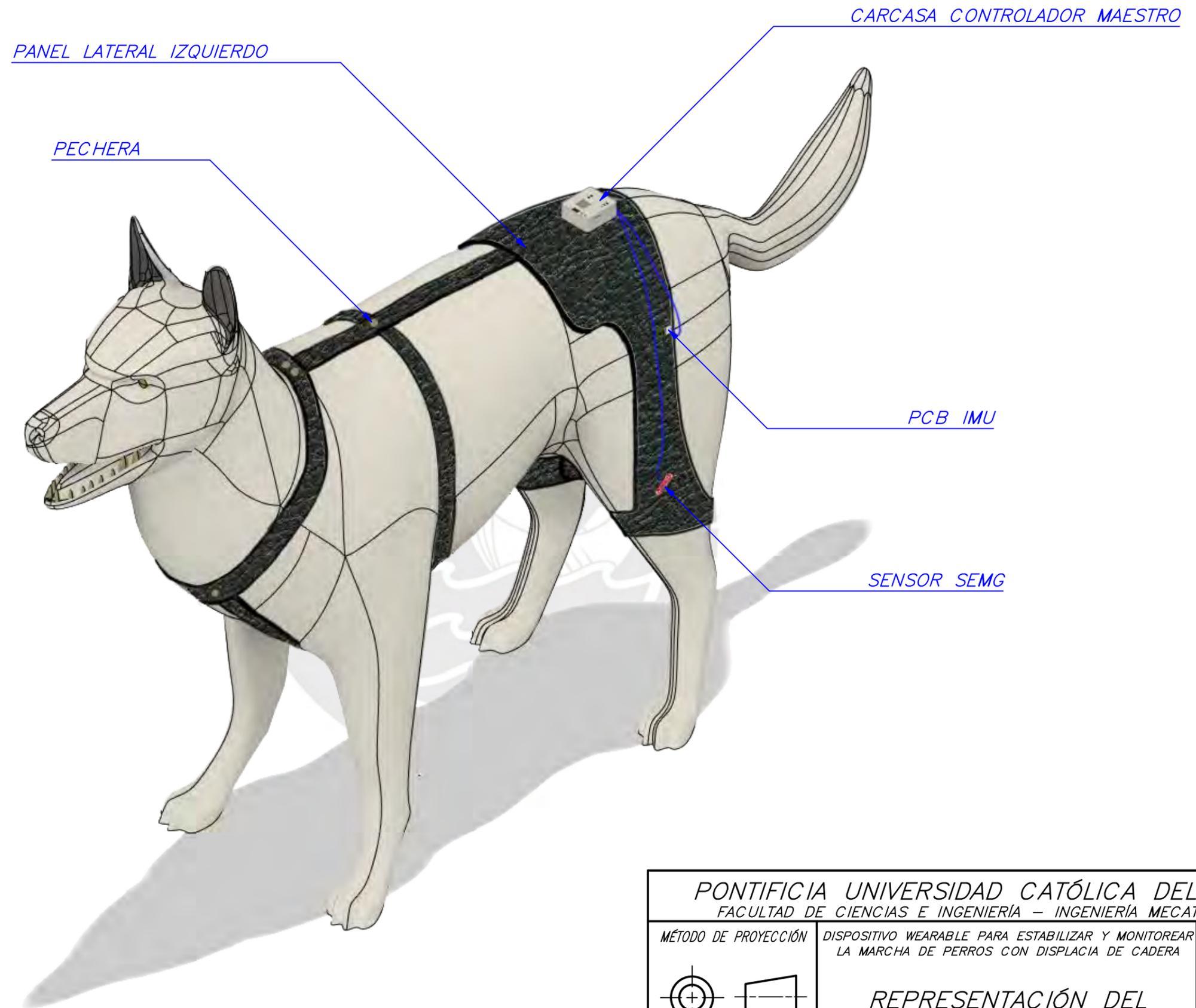


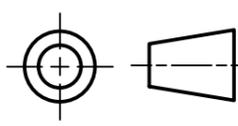
Fig. A.7: Evaluación técnico-económico

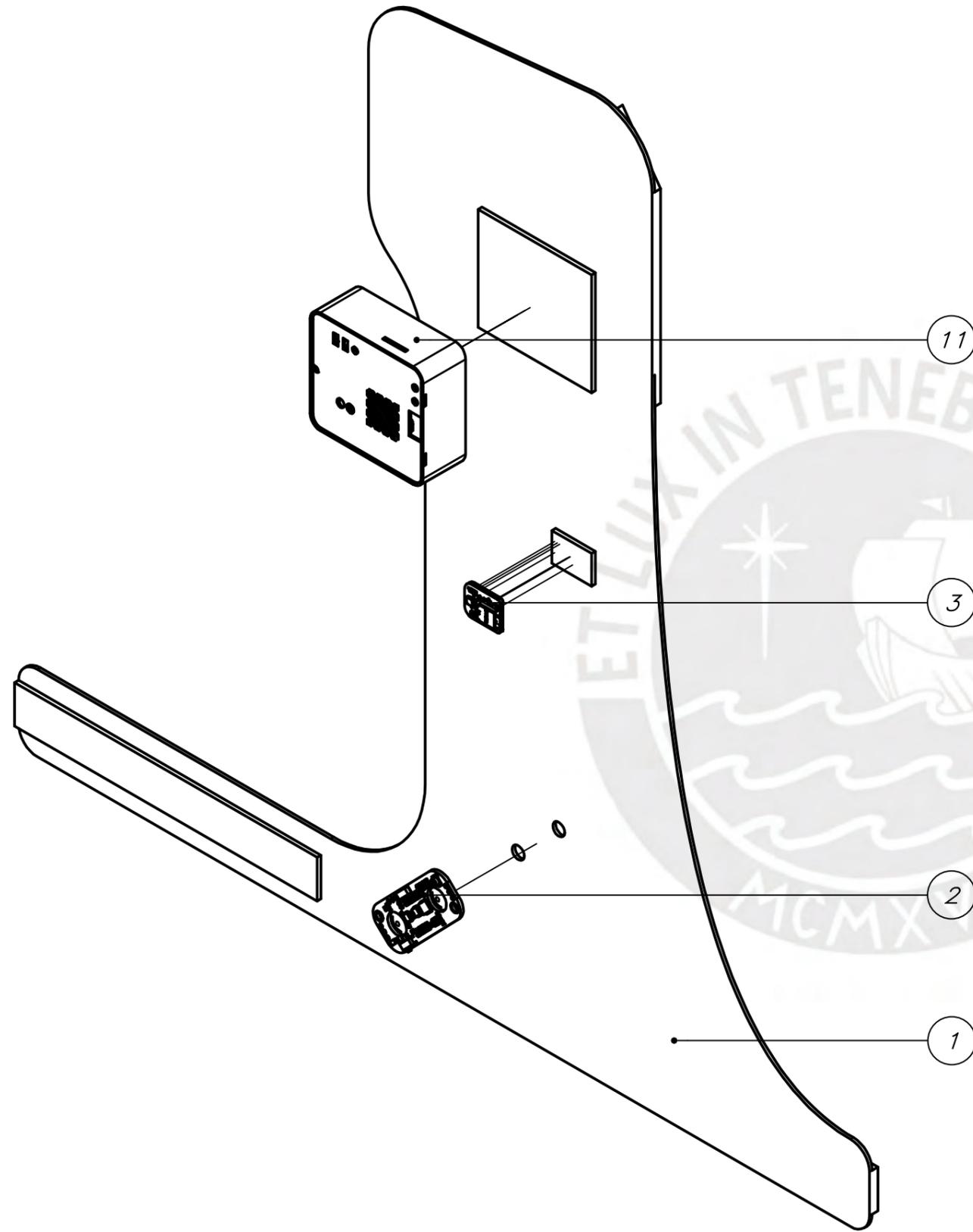
**ANEXO B**

**PLANOS**





PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN 	DISPOSITIVO WEARABLE PARA ESTABILIZAR Y MONITOREAR LA MARCHA DE PERROS CON DISPLACIA DE CADERA	ESCALA:  S/E
	REPRESENTACIÓN DEL DISPOSITIVO EN USO	FECHA: 2021.09.18
20131841	CAMACHO NALVARTE, NÉSTOR OMAR	PLANO: ISO1-WI-A3

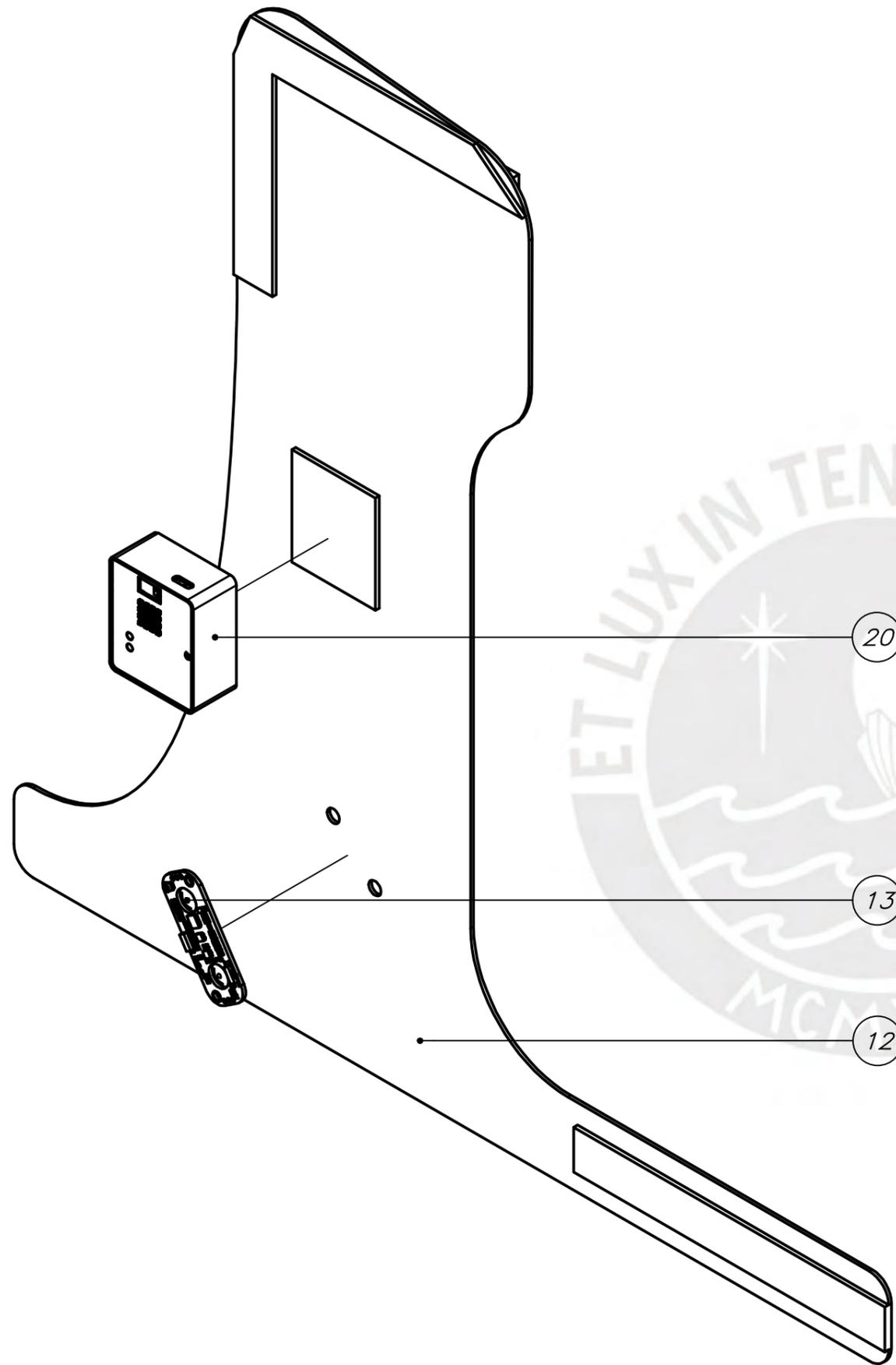


11	1	SUB-ENSAMBLE CARCASA PANEL IZQUIERDO			Ver E1-CPI-A2
3	1	PCB IMU			Ver PCB1-IMU-A4
2	1	SENSOR SEMG			MyoWare Muscle Sensor
1	1	PANEL LATERAL IZQUIERDO		CUERO	Ver D1-PL-A2

POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
------	-------	-------------	-------	----------	---------------

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISPOSITIVO WEARABLE PARA ESTABILIZAR Y MONITOREAR LA MARCHA DE PERROS CON DISPLACIA DE CADERA	ESCALA:
	EXPLOSIÓN PANEL LATERAL IZQUIERDO	1:2
		FECHA: 2021.09.15
20131841	CAMACHO NALVARTE, NÉSTOR OMAR	PLANO: EXP1-PLI-A3

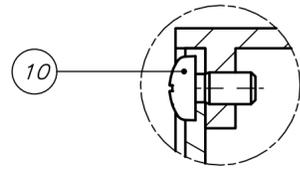


20	1	SUB-ENSAMBLE CARCASA PANEL DERECHO			Ver E2-CPD-A2
13	1	SENSOR SEMG			MyoWare Muscle Sensor
12	1	PANEL LATERAL DERECHO		Cuero	Ver D1-PL-A2

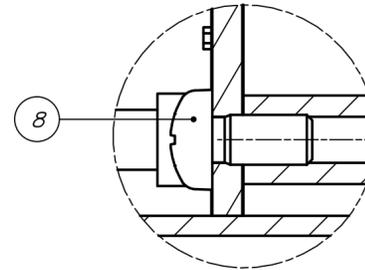
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
------	-------	-------------	-------	----------	---------------

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA

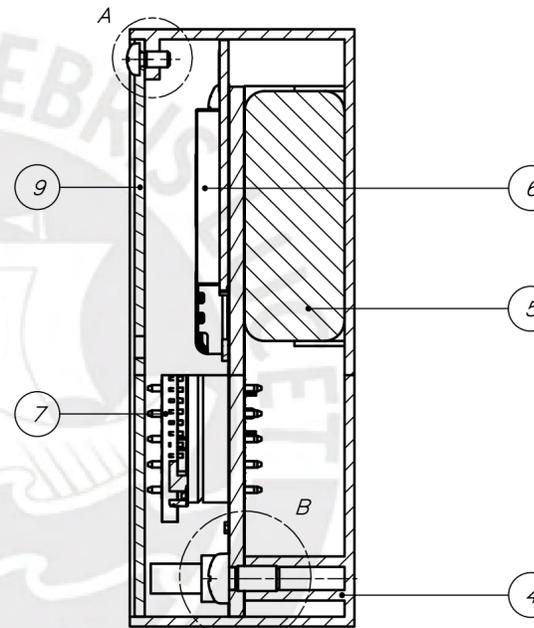
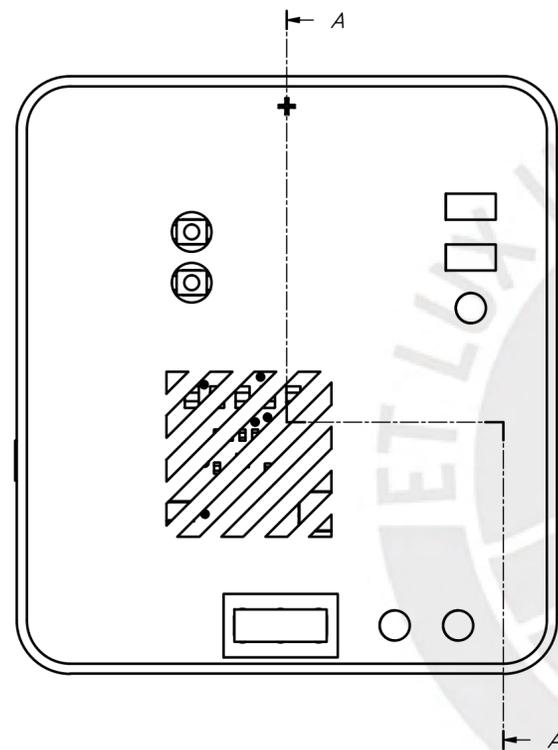
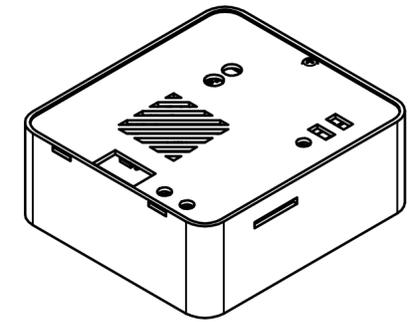
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISPOSITIVO WEARABLE PARA ESTABILIZAR Y MONITOREAR LA MARCHA DE PERROS CON DISPLACIA DE CADERA	ESCALA:
	EXPLOSIÓN PANEL LATERAL DERECHO	1:2
		FECHA: 2021.09.15
20131841	CAMACHO NALVARTE, NÉSTOR OMAR	PLANO: EXP2-PLD-A3



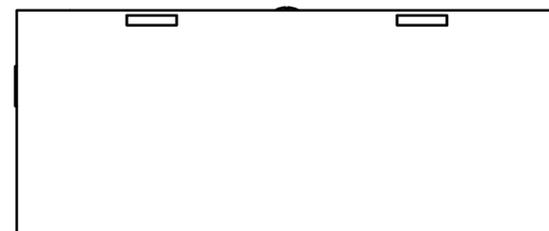
DETALLE A  
ESCALA 4 : 1



DETALLE B  
ESCALA 4 : 1



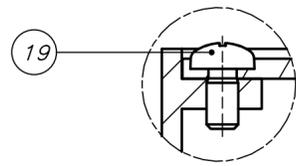
SECCIÓN A-A



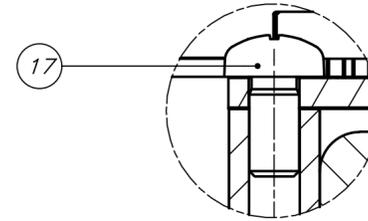
10	1	TORNILLO M1.6 x 3	ISO 7045	AIISI 440C	
9	1	TAPA CONTROLADOR MAESTRO		ABS	Ver D2-CAR-A1
8	4	TORNILLO M2.5 x 5	ISO 7045	AIISI 440C	
7	1	MÓDULO MICROSD			
6	1	PCB CONTROLADOR MAESTRO			Ver PCB3-CM-A4
5	1	BATERÍA LIPO 3.7V			12000 mAh
4	1	CARCASA CONTROLADOR MAESTRO		ABS	Ver D2-CAR-A1
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA

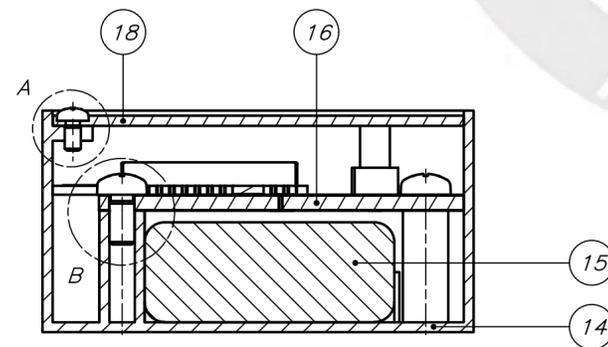
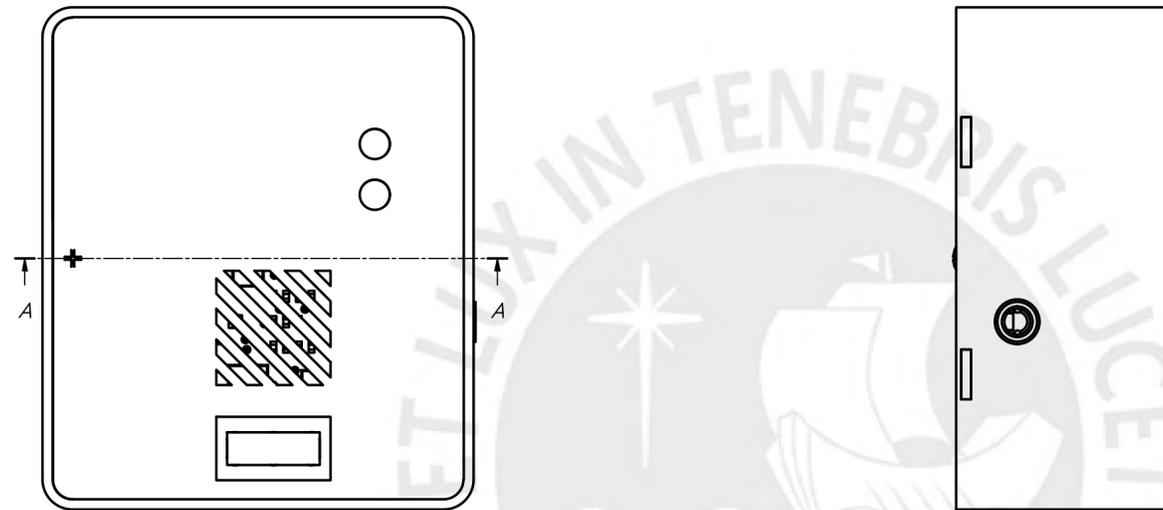
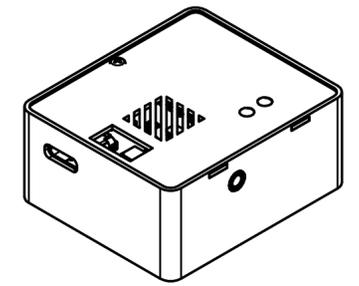
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISPOSITIVO WEARABLE PARA ESTABILIZAR Y MONITOREAR LA MARCHA DE PERROS CON DISPLACIA DE CADERA	ESCALA: 2:1
	SUB-ENSAMBLE CARCASA PANEL IZQUIERDO	FECHA: 2021.09.15
20131841	CAMACHO NALVARTE, NÉSTOR OMAR	PLANO: E1-CPI-A2



DETALLE A  
ESCALA 4 : 1



DETALLE B  
ESCALA 4 : 1

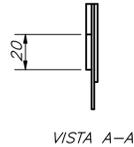


SECCIÓN A-A

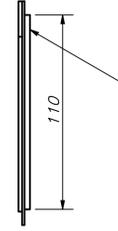
POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
19	1	TORNILLO M1.6 x 3	ISO 7045	AIISI 440C	
18	1	TAPA CONTROLADOR ESCLAVO		ABS	Ver D2-CAR-A1
17	3	TORNILLO M2.5 x 5	ISO 7045	AIISI 440C	
16	1	PCB CONTROLADOR ESCLAVO			Ver PCB2-CE-A4
15	1	BATERIA LIPO 3.7V			12000 mAh
14	1	CARCASA CONTROLADOR ESCLAVO		ABS	Ver D2-CAR-A1

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA

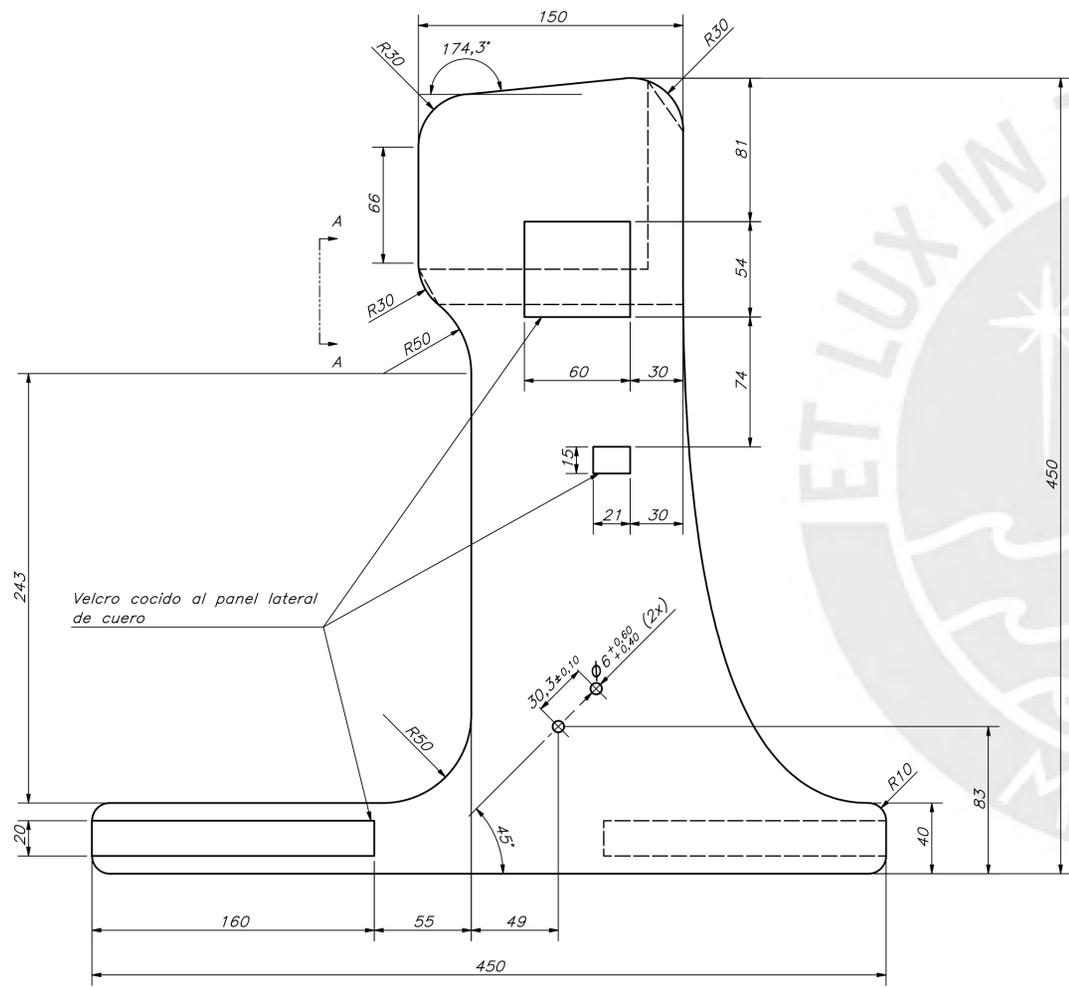
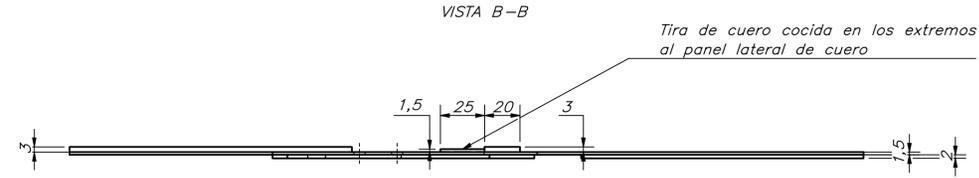
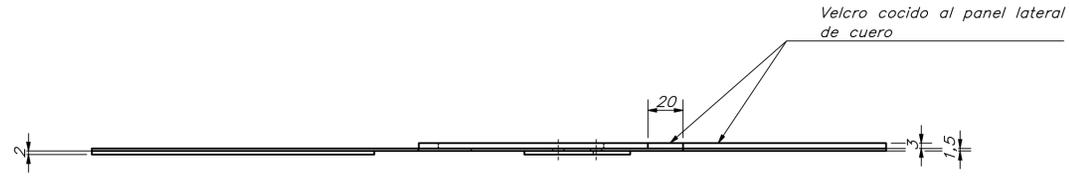
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISPOSITIVO WEARABLE PARA ESTABILIZAR Y MONITOREAR LA MARCHA DE PERROS CON DISPLACIA DE CADERA	ESCALA:
	SUB-ENSAMBLE CARCASA PANEL DERECHO	2:1
		FECHA: 2021.09.15
20131841	CAMACHO NALVARTE, NÉSTOR OMAR	PLANO: E2-CPD-A2



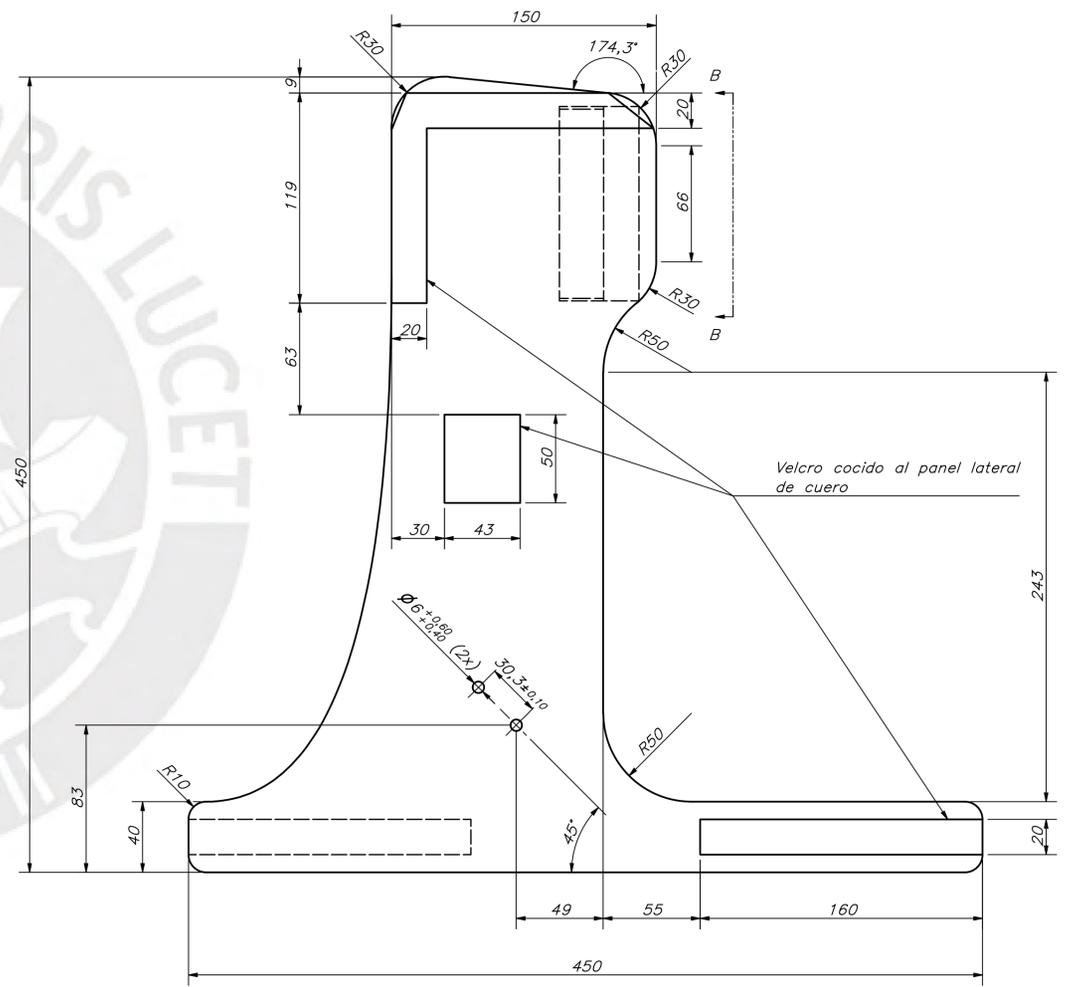
VISTA A-A



VISTA B-B



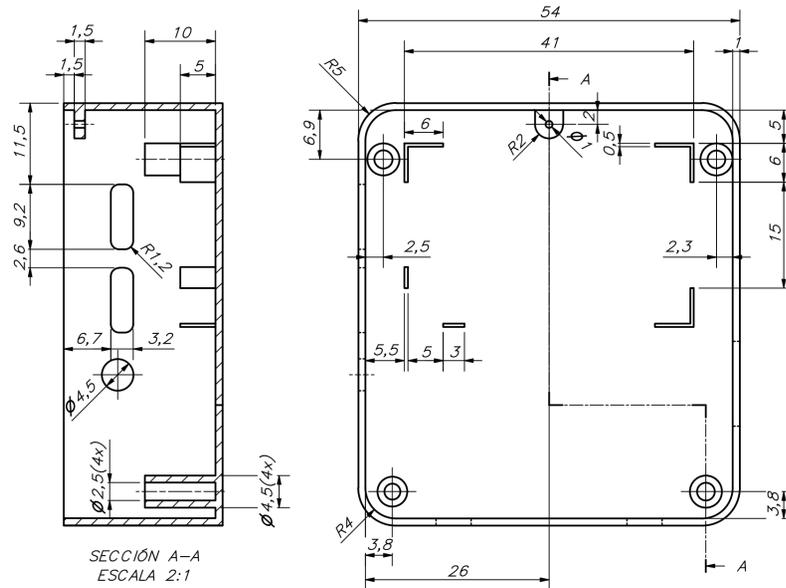
NOMBRE: PANEL LATERAL IZQUIERDO  
 POSICIÓN: 1  
 CANTIDAD: 1  
 ESCALA: 1:2  
 MATERIAL: CUERO



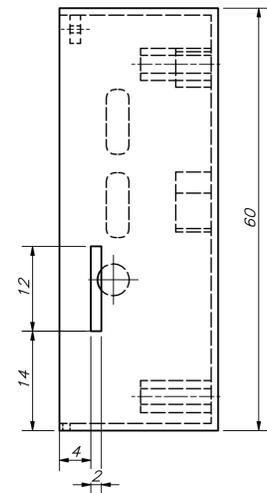
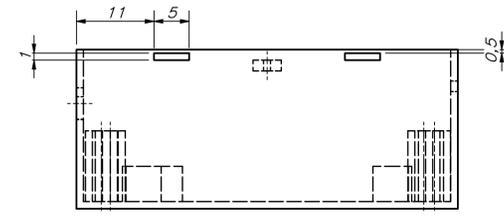
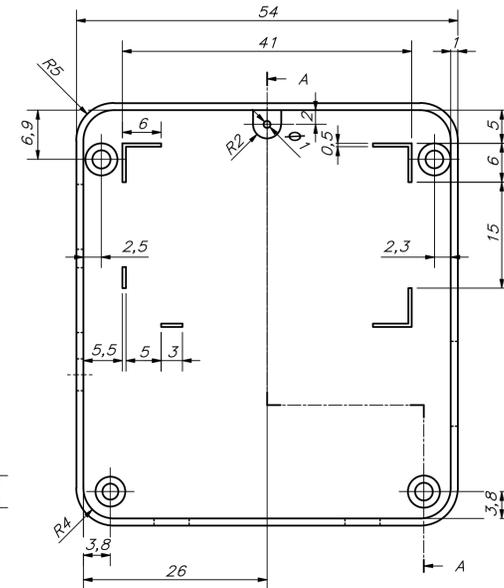
NOMBRE: PANEL LATERAL DERECHO  
 POSICIÓN: 11  
 CANTIDAD: 1  
 ESCALA: 1:2  
 MATERIAL: CUERO

OBSERVACIONES GENERALES:  
 -Manufactura mediante corte láser  
 -Tolerancia general: ±0,1  
 -Acabado superficial: N6

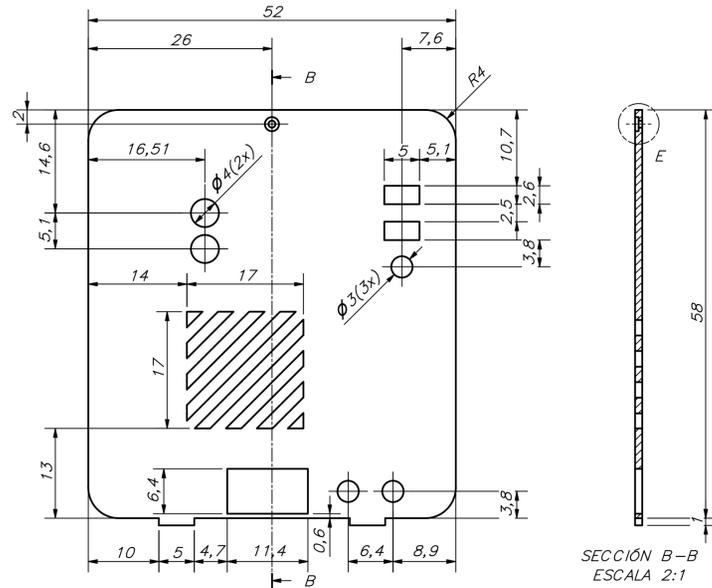
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ		
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISPOSITIVO WEARABLE PARA ESTABILIZAR Y MONITOREAR LA MARCHA DE PERROS CON DISPLACIA DE CADERA	ESCALA: INDICADA
	PANELES LATERALES	FECHA: 2021.09.15
20131841	CAMACHO NALVARTE, NÉSTOR OMAR	PLANO: D1-PL-A2



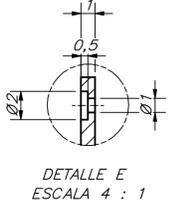
SECCIÓN A-A  
ESCALA 2:1



NOMBRE: CARCASA CONTROLADOR MAESTRO  
POSICIÓN: 4  
CANTIDAD: 1  
ESCALA: 2:1  
MATERIAL: ABS

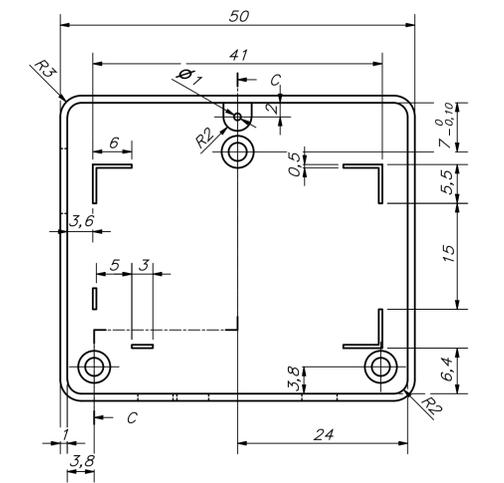


SECCIÓN B-B  
ESCALA 2:1

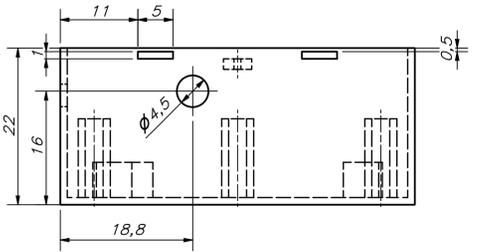


DETALLE E  
ESCALA 4 : 1

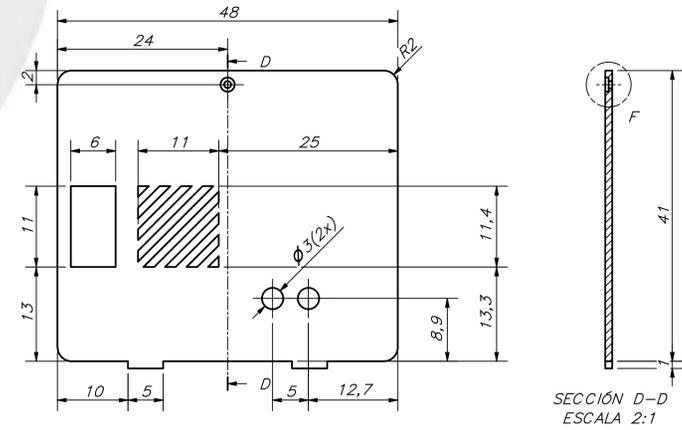
NOMBRE: TAPA CONTROLADOR MAESTRO  
POSICIÓN: 9  
CANTIDAD: 1  
ESCALA: 2:1  
MATERIAL: ABS



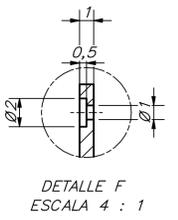
SECCIÓN C-C  
ESCALA 2:1



NOMBRE: CARCASA CONTROLADOR ESCLAVO  
POSICIÓN: 13  
CANTIDAD: 1  
ESCALA: 2:1  
MATERIAL: ABS



SECCIÓN D-D  
ESCALA 2:1



DETALLE F  
ESCALA 4 : 1

NOMBRE: TAPA CONTROLADOR ESCLAVO  
POSICIÓN: 17  
CANTIDAD: 1  
ESCALA: 2:1  
MATERIAL: ABS

OBSERVACIONES GENERALES:  
-Piezas se fabrican mediante impresión 3D  
-Tolerancia general: ±0.1  
-Acabado superficial: N9/

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ		
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISPOSITIVO WEARABLE PARA ESTABILIZAR Y MONITOREAR LA MARCHA DE PERROS CON DISPLACIA DE CADERA	ESCALA: INDICADA
	CARCASAS	FECHA: 2021.09.15
20131841	CAMACHO NALVARTE, NÉSTOR OMAR	PLANO: D2-CAR-A1

1 2 3 4 5 6 7 8

A

B

C

D

E

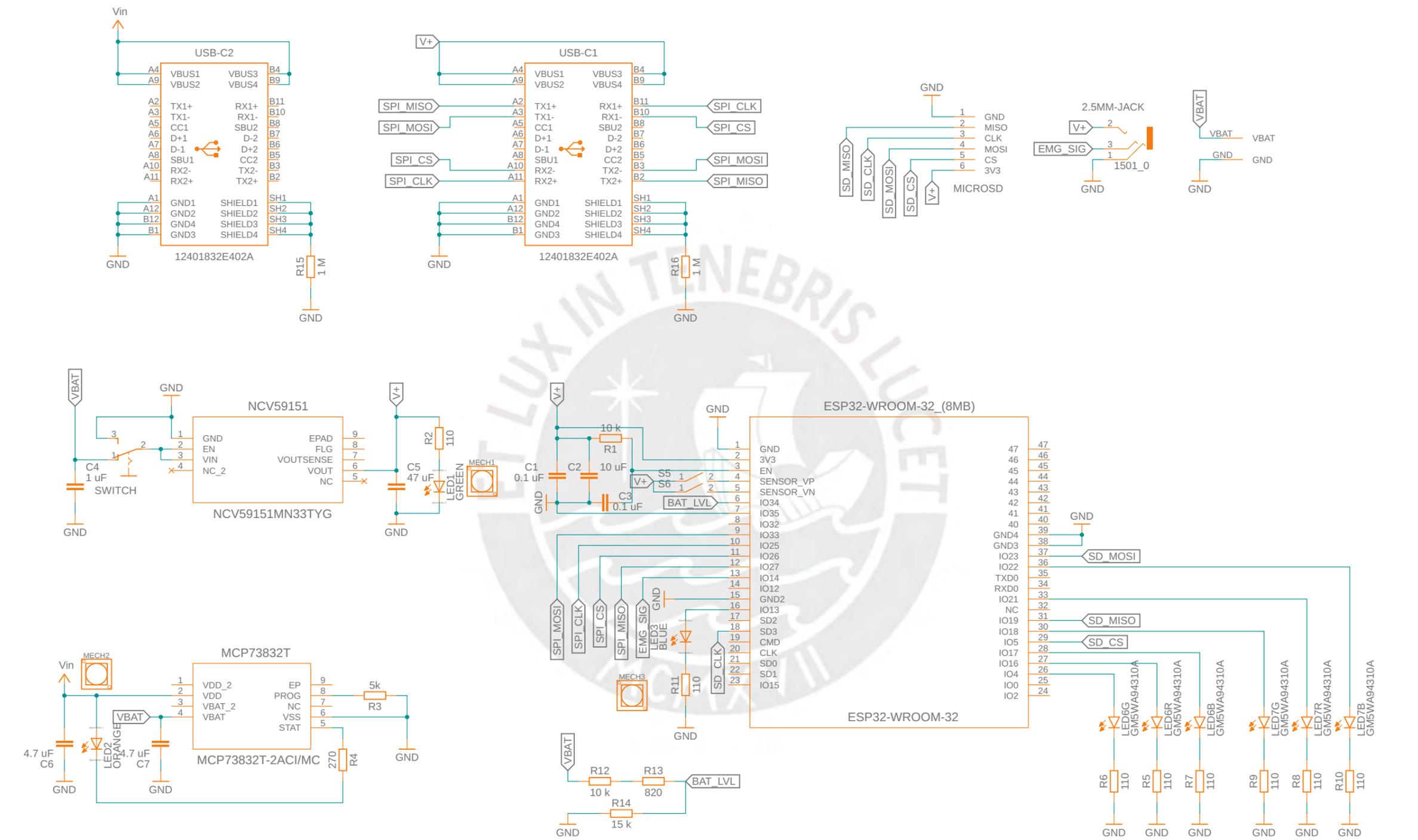
A

B

C

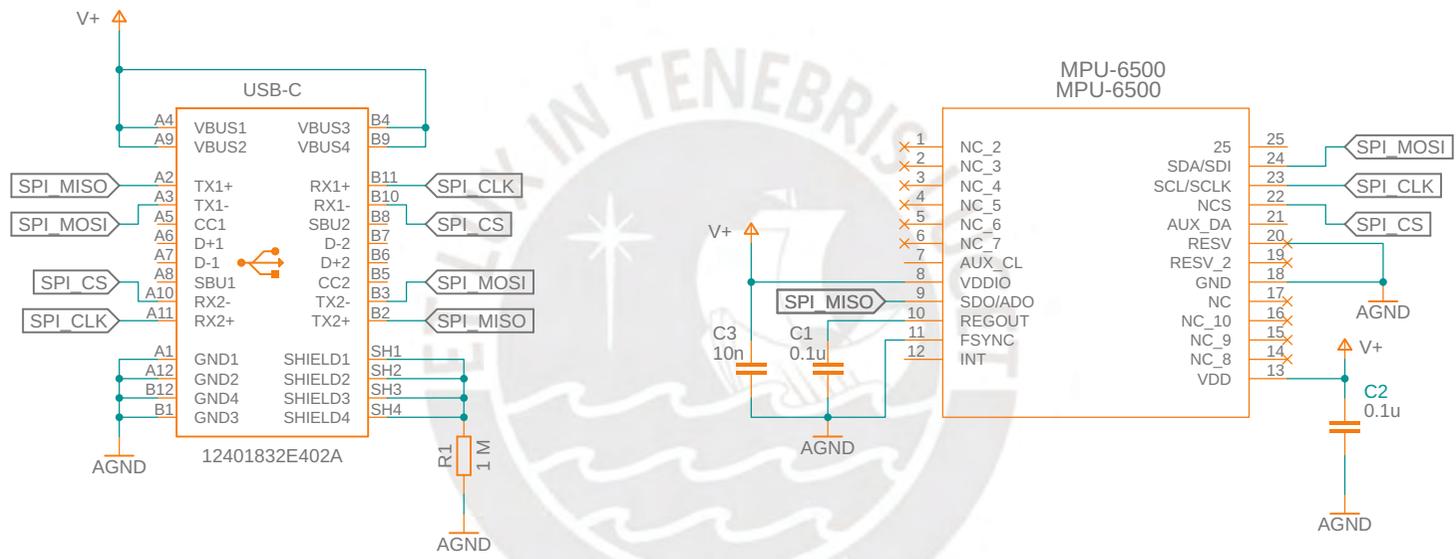
D

E

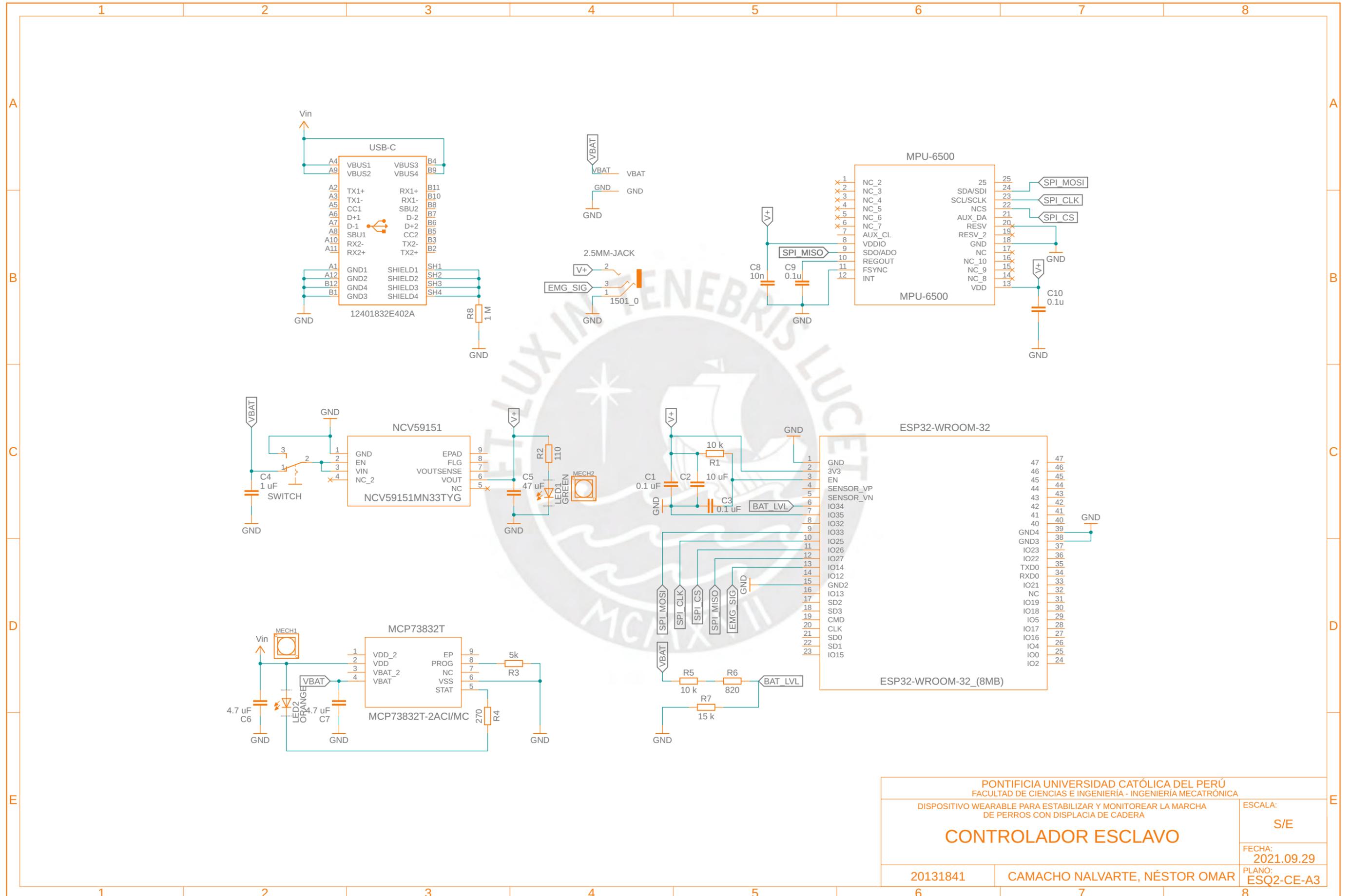


PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA	
DISPOSITIVO WEARABLE PARA ESTABILIZAR Y MONITOREAR LA MARCHA DE PERROS CON DISPLACIA DE CADERA	
<h2>CONTROLADOR MAESTRO</h2>	
20131841	CAMACHO NALVARTE, NÉSTOR OMAR
ESCALA: S/E	
FECHA: 2021.09.29	
PLANO: ESQ3-CM-A3	

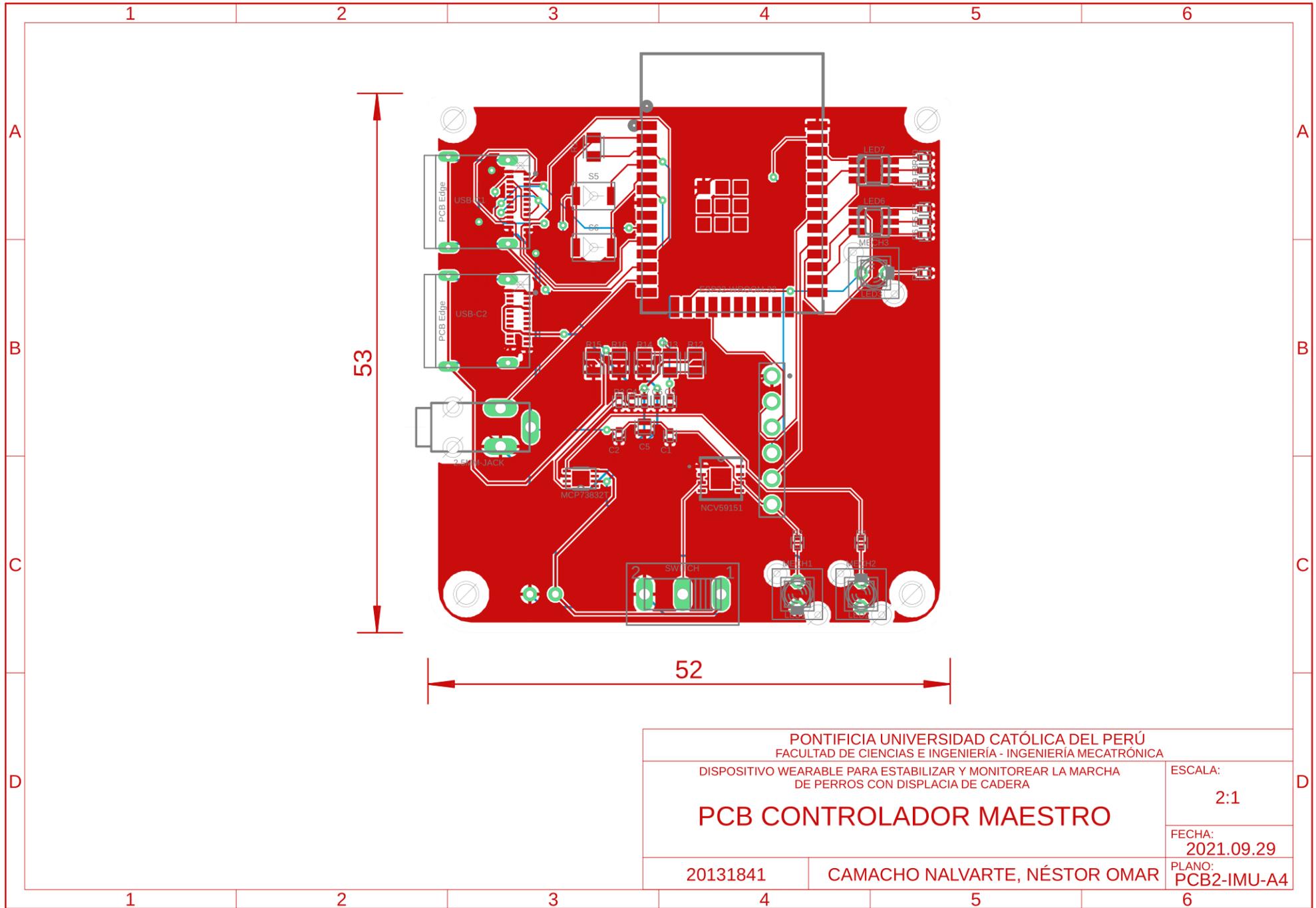
1 2 3 4 5 6 7 8



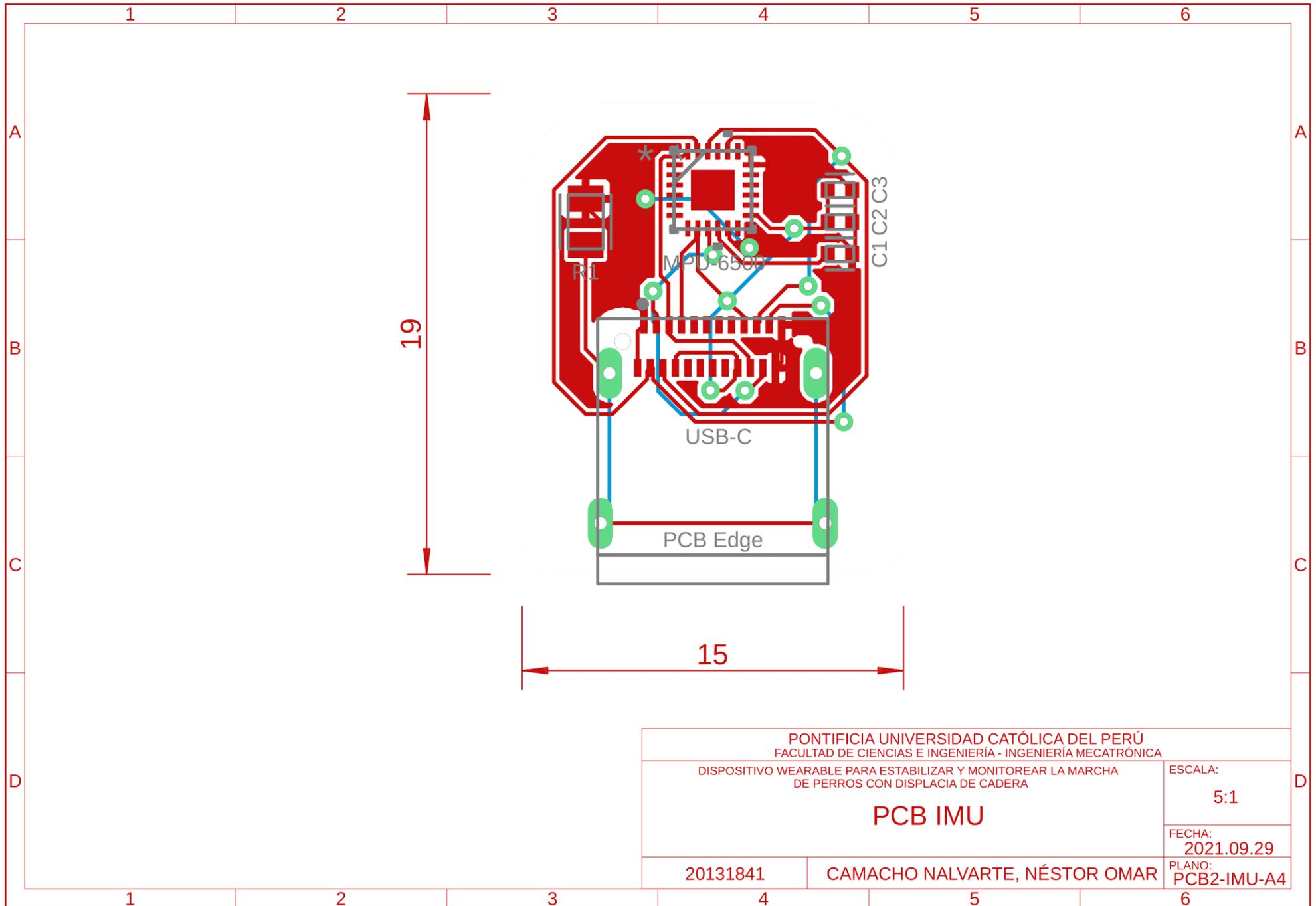
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA	
DISPOSITIVO WEARABLE PARA ESTABILIZAR Y MONITOREAR LA MARCHA DE PERROS CON DISPLACIA DE CADERA	
<b>UNIDAD DE MEDICION INERCIAL</b>	
20131841	CAMACHO NALVARTE, NÉSTOR OMAR
ESCALA: <b>S/E</b>	
FECHA: <b>2021.09.29</b>	
PLANO: <b>ESQ1-IMU-A4</b>	



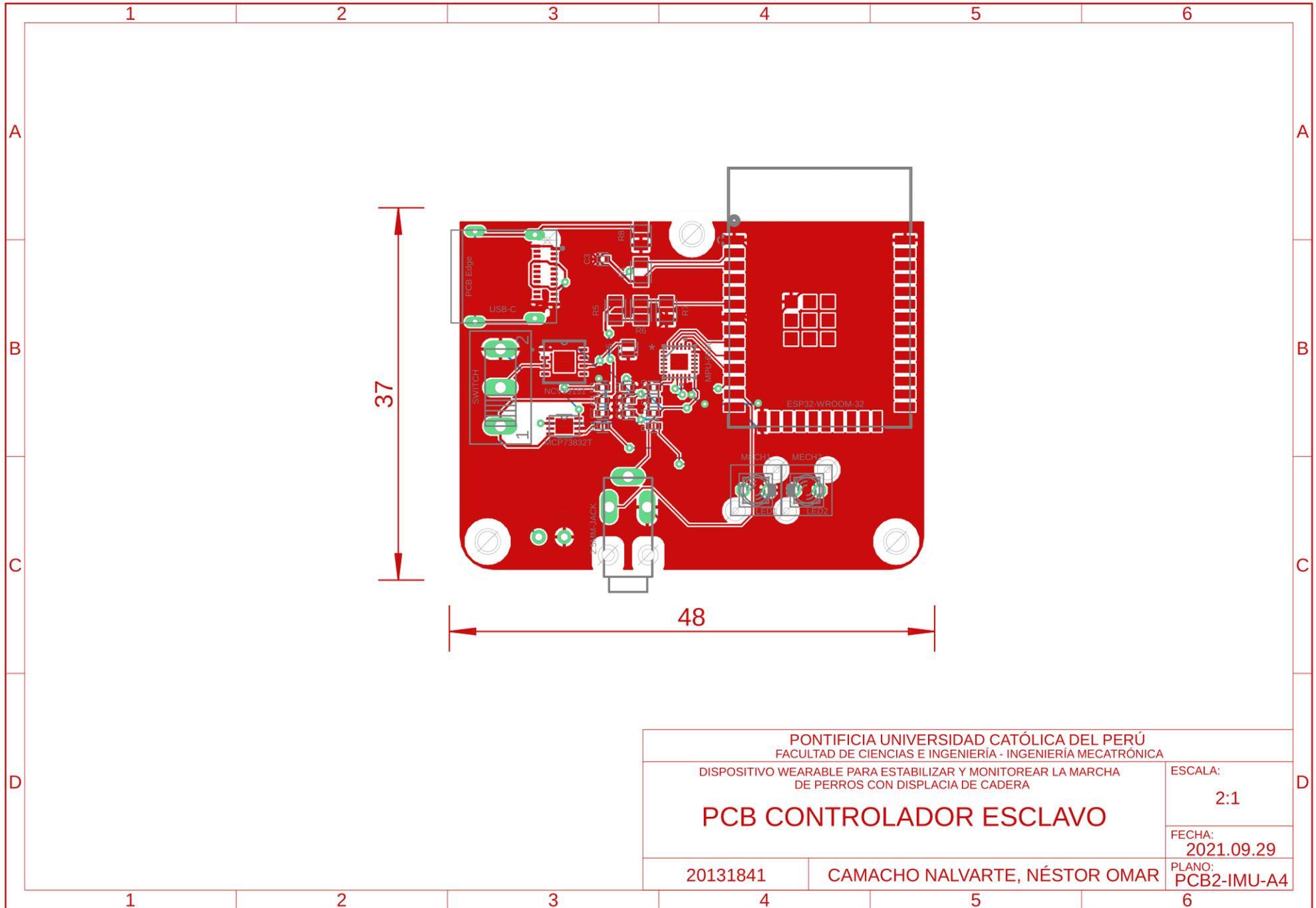
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA	
DISPOSITIVO WEARABLE PARA ESTABILIZAR Y MONITOREAR LA MARCHA DE PERROS CON DISPLACIA DE CADERA	
<b>CONTROLADOR ESCLAVO</b>	
20131841	CAMACHO NALVARTE, NÉSTOR OMAR
ESCALA: S/E	
FECHA: 2021.09.29	
PLANO: ESQ2-CE-A3	



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA		ESCALA: <b>2:1</b>
DISPOSITIVO WEARABLE PARA ESTABILIZAR Y MONITOREAR LA MARCHA DE PERROS CON DISPLACIA DE CADERA		
<b>PCB CONTROLADOR MAESTRO</b>		FECHA: <b>2021.09.29</b>
20131841	CAMACHO NALVARTE, NÉSTOR OMAR	PLANO: <b>PCB2-IMU-A4</b>



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA	
DISPOSITIVO WEARABLE PARA ESTABILIZAR Y MONITOREAR LA MARCHA DE PERROS CON DISPLACIA DE CADERA	
<b>PCB IMU</b>	
20131841	CAMACHO NALVARTE, NÉSTOR OMAR
ESCALA: <b>5:1</b>	
FECHA: <b>2021.09.29</b>	
PLANO: <b>PCB2-IMU-A4</b>	



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ  
 FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA - INGENIERÍA MECATRÓNICA

DISPOSITIVO WEARABLE PARA ESTABILIZAR Y MONITOREAR LA MARCHA  
 DE PERROS CON DISPLACIA DE CADERA

**PCB CONTROLADOR ESCLAVO**

ESCALA:  
 2:1

FECHA:  
 2021.09.29

20131841

CAMACHO NALVARTE, NÉSTOR OMAR

PLANO:  
 PCB2-IMU-A4