

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BUCARAMANGA

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA

Título:

Desarrollo de un sistema de análisis biomecánico como herramienta de apoyo en el diagnóstico de movilidad en caninos

Presentado por:

Francy Yulieth Cristancho Castillo

Código:

U00105309

Director

Lusvin Javier Amado Forero

Codirector

Gianina Garrido Silva Mario Fernando Morales Cordero

Bucaramanga 2021

Agradecimientos

A Dios porque en Él siempre encontré la fuerza y sabiduría para culminar este proyecto.

A mis padres Osmany Castillo y William Cristancho, porque siempre fueron mi apoyo constante y mi principal motivación para seguir adelante a lo largo de toda mi carrera.

A mi hermana Dayana, por todo el amor y cariño entre ambas, que me siempre me dan la fuerza para seguir siendo una mejor persona y un ejemplo a seguir.

A mis amigos Luis y Lezly por ser los mejores compañeros de carrera que la vida me pudo dar, haciendo que cada momento vivido con ellos esté siempre lleno de felicidad y puras locuras.

A mis profesores Gianina Garrido, Lusvin Amado y Mario Morales por todo el aprendizaje brindado a lo largo de toda mi carrera y por el apoyo constante durante la realización de este proyecto.

Y a mis demás familiares y amigos cercanos que siempre llevo en mi corazón, mil gracias por todo ese apoyo y buena vibra brindada.

Resumen

Las enfermedades que afectan el sistema músculoesquelético de los caninos, cada vez se presentan con mayor frecuencia, deteriorando poco a poco la calidad de vida de nuestros animales de compañía, especialmente cuando no son detectadas a tiempo. Actualmente las técnicas usadas por los médicos veterinarios para el diagnóstico de estas patologías son de carácter subjetivo, en donde dicha valoración depende de lo que interprete el médico veterinario a través de exámenes físicos e imágenes radiográficas.

Teniendo en cuenta lo anterior, el objetivo de este proyecto fue desarrollar un sistema que ayude a soportar el diagnóstico otorgado por el médico veterinario de manera objetiva por medio de datos cuantitativos, obtenidos a través de una unidad de medición inercial. Inicialmente se estableció un protocolo que permitiera el análisis y la extracción de las variables biomecánicas de interés en la marcha del canino, luego se realizó el diseño y programación de un software en donde se pudiera calcular dichas variables. Posteriormente dicho software fue probado con 8 registros de marcha canina, obteniendo valores significativos en variables como la simetría en la marcha y la rotación de la cadera del animal. Como conclusión principal, se recalcó la necesidad de realizar pruebas comparativas entre los pacientes sanos y con la patología, con el fin de poder establecer valores de normalidad para cada una de las variables calculadas por el software.

Abstract

Diseases that affect the musculoskeletal system of canines are increasingly occurring, gradually deteriorating the quality of life of our companion animals, especially when they are not detected in time. Currently the techniques used by veterinary doctors for the diagnosis of these pathologies are subjective, where said assessment depends on what the veterinarian interprets through physical examinations and radiographic images.

Taking into account the above, the objective of this project was to develop a system that helps to support the diagnosis given by the veterinarian in an objective way through quantitative data, obtained through an inertial measurement unit. Initially, a protocol was established that allowed the analysis and extraction of the biomechanical variables of interest in the canine's gait, then the design and programming of a software was carried out where said variables could be calculated. Subsequently, said software was tested with 8 canine gait records, obtaining significant values in variables such as symmetry in gait and rotation of the animal's hip. As a main conclusion, the need for comparative tests between healthy patients and those with pathology was emphasized, in order to be able to establish normality values for each of the variables calculated by the software.

Tabla de Contenidos

Capítulo 1	11
Problema U Oportunidad	11
Introducción	11
Planteamiento del problema.....	11
Justificación	13
Pregunta de Investigación.....	14
Objetivo General	14
Objetivos Específicos	15
Limitaciones y delimitaciones	15
Capítulo 2	17
Marco Teórico y Estado del Arte	17
Marco Conceptual.....	17
Estado del arte.....	24
Contexto Internacional.....	24
Contexto Nacional	34

Contexto Local.....	36
Capítulo 3 Metodología.....	¡Error! Marcador no definido.
Etapa 1: Definición del protocolo.....	37
Etapa 2: Diseño del software	37
Etapa 3: Ejecución de pruebas de desempeño	41
Capítulo 4	42
Resultados y análisis de resultados	42
Resultados Etapa 1:.....	42
Resultados Etapa 2:	44
Resultados Etapa 3:.....	47
Análisis de Resultados	56
Capítulo 5	59
Conclusiones y recomendaciones.....	59
Conclusiones.....	59
Recomendaciones.....	60
Bibliografía.....	61
Anexos.....	68

Lista de Tablas

<i>Tabla 1. Resultados arrojados por el test de Komolgrov Smirnov con las aceleraciones entre los 8 registros.</i>	48
<i>Tabla 2. Resultados arrojados por el test de Komolgrov Smirnov con las velocidades angulares entre los 8 registros.</i>	48
<i>Tabla 3. Resultados arrojados por el test de Komolgrov Smirnov con los Ángulos Euler entre los 8 registros.</i>	49
<i>Tabla 4. Variables calculadas para la simetría.</i>	52
<i>Tabla 5. Variables calculadas para la propulsión</i>	53
<i>Tabla 6. Aceleración en el eje X obtenida para cada registro.</i>	54
<i>Tabla 7. Aceleración en el eje Y obtenida para cada registro.</i>	54
<i>Tabla 8. Aceleración en el eje Z obtenida para cada registro.</i>	54

Lista de Figuras

<i>Figura 1: Orientación de planos de movimiento y términos direccionales para el perro.</i>	19
<i>Figura 2: Esqueleto de las extremidades anterior y posterior del perro.</i>	20
<i>Figura 3. Sistema de cinta de correr con plataformas de fuerza.</i>	26
<i>Figura 4. (A) y (B) Flechas que indican la dirección de los ejes del acelerómetro: eje dorsoventral en gris pálido, eje cráneo-caudal en gris oscuro (B), eje mediolateral en negro (A). (C)</i>	27
<i>Figura 5. Sujeto canino equipado con seis unidades de medición inercial y marcadores.</i>	28
<i>Figura 6. Posición de los sensores en los pacientes.</i>	30
<i>Figura 7. Ubicaciones de los sensores inerciales.</i>	30
<i>Figura 8. Una descripción general del sistema de análisis de la marcha del perro basado en</i>	31
<i>Figura 9. Descripción general del sistema de análisis de la marcha de Galgo, del sensor y de la pista de correr.</i>	33
<i>Figura 10. Imágenes finales del dispositivo en el perro.</i>	35
<i>Figura 11. Interfaz gráfica en Matlab.</i>	35
<i>Figura 12. Vista frontal del perro, la flecha amarilla indica la variación dada en grados, teniendo en cuenta que el eje de rotación es el eje X del sensor.</i>	39
<i>Figura 13. Vista superior del perro, la flecha roja indica la variación dada en grados, teniendo en cuenta que el eje de rotación es el eje Z del sensor.</i>	40
<i>Figura 14. Ilustración de un perro con la unidad de medición inercial ubicada en su cadera.</i>	43
<i>Figura 15. Logo y nombre del software.</i>	44
<i>Figura 16. Diagrama de flujo del funcionamiento del software.</i>	45
<i>Figura 17. Ventana principal del software.</i>	46
<i>Figura 18. Señal de la aceleración en los ejes X, Y y Z de uno de los registros de la IMU.</i>	50

Figura 19. Señal de la velocidad angular en los ejes X, Y y Z de uno de los registros de la IMU. __ 50

Figura 20. Señal de los ángulos Euler en los ejes X, Y y Z de uno de los registros de la IMU. ____ 51

Figura 21 Señal de la aceleración en el eje Z del registro 1. _____ 55

Lista de Anexos

<i>Anexo 1: Variables biomecánicas calculadas en el desplazamiento en caninos con sensor inercial</i>	68
<i>Anexo 2: Protocolo para análisis de marcha en caninos</i>	80
<i>Anexo 3: Lenguajes de Programación</i>	81

Capítulo 1

Problema U Oportunidad

Introducción

Los perros han sido los animales de compañía del ser humano durante muchos años, esta estrecha relación, ha traído beneficios a las personas ya que muchos de estos animales son entrenados y aprenden a realizar distintas actividades que generan un beneficio a la sociedad. No obstante, por aspectos como el estrés físico o problemas hereditarios, su sistema musculo esquelético se ve afectado notablemente, ocasionando la presencia de enfermedades como la osteoartritis o la displasia de cadera.

Hoy en día las técnicas usadas por los médicos veterinarios para el diagnóstico de las patologías de movilidad son de carácter subjetivo, en donde dicha valoración depende de lo que interprete el médico veterinario a través de exámenes físicos e imágenes radiográficas. Ante la necesidad de un sistema que brinde información de carácter objetivo, en este proyecto de grado se llevará a cabo el desarrollo de un software de análisis biomecánico en caninos que brinde datos cuantitativos relacionados a las distintas variables presentes en la marcha de estos animales. A continuación, se explica el desarrollo de este software, desde la definición del protocolo, la programación correspondiente y la ejecución de pruebas de desempeño con pacientes caninos.

Planteamiento del problema

El sistema musculoesquelético de los caninos forma parte de uno de los componentes fundamentales de su organismo, su principal función es facilitar la producción de los movimientos del cuerpo permitiéndole realizar actividades comunes y llevar una vida normal (Ren et al., 2014). Sin embargo, estas actividades pueden verse seriamente comprometidas

cuando aparecen problemas o limitaciones en su movilidad, estas pueden ser provocadas por diversos aspectos relacionados a la edad, sobrepeso, algún tipo de lesión o alguna patología (Hill's Pet Nutrition, 2018). Referente al último aspecto, la osteoartritis (OA) es presentada como la forma más común de artritis en los perros y se estima que afecta aproximadamente a una cuarta parte de la población de caninos en el mundo (Vinall & Payne, 2014), además de causarles cambios de comportamiento y patrones de actividad alterados (Walton et al., 2013). Otra patología relacionada es la Rotura del Ligamento Cruzado Craneal (American College of Vetererinary Surgeons, 2021), la cual es una de las razones más comunes de cojera en las patas traseras, dolor y posterior artritis en la rodilla del canino, en efecto, se estima que entre 40-60 % de los perros que la padecen en una rodilla también desarrollarán, en algún momento futuro, un problema similar en la otra. La displasia de cadera también presenta una incidencia bastante significativa, siendo una de las enfermedades ortopédicas más diagnosticadas en caninos, la cual posee una prevalencia en las razas afectadas de hasta un 71% (King, 2017). Dicho esto, es evidente que las causas de cualquier alteración de la movilidad en los caninos pueden ser diversas, por lo que, en estos casos, es necesario que el dueño acuda a un médico veterinario, quien se encuentra capacitado para dar un diagnóstico del estado de salud del animal.

Actualmente en Colombia, las técnicas más comunes que los médicos veterinarios utilizan para dar un diagnóstico a estos problemas relacionados con el sistema musculoesquelético son por medio de imágenes radiográficas y la realización de un examen manual en el paciente (Rodríguez, 2013). El empleo de estas técnicas produce cierto grado de incertidumbre debido a que el diagnóstico siempre será de carácter subjetivo, es decir, dependerá del criterio y la experticia que tenga cada médico. Así mismo, se ha comprobado

que casos como los de la osteoartritis, no son detectados sino hasta una fase avanzada (Cachon et al., 2018), esto es en parte porque las alteraciones de comportamiento en el perro son sutiles, suelen pasar desapercibidas o ser descartables tanto por el propietario como por el veterinario (Mathews et al., 2014).

Ante esta situación se hace necesario contar con un sistema que ayude a soportar dicha valoración de manera objetiva y con datos cuantitativos. Si bien, fuera del país ya se cuenta con tecnologías como las cintas de correr instrumentadas, las cuales se utilizan para seguir la marcha anormal y son útiles para el apoyo en el diagnóstico ortopédico (Zebris Medical, nd), (Fit Fur Life, nd), su adquisición es compleja debido a los costos elevados en su transporte e importación. Adicionalmente, otro problema común encontrado, es que el médico veterinario no se encuentra capacitado para interpretar la manera en la que este tipo de tecnologías representa la información, es decir no cuenta con una formación acerca del uso e interpretación de los datos numéricos generados por estas mismas (Gillette & Angle, 2008).

Justificación

Actualmente, es posible determinar las variables cuantitativas presentes en la locomoción de los caninos gracias al desarrollo de tecnologías de captura de movimiento, entre las cuales las más destacadas son: la tomografía computarizada, sistemas de radio frecuencia, sistemas opto electrónicos, plataformas de fuerza, entre otras (Gillette & Angle, 2008), sin embargo, estas tecnologías presentan limitantes debido a su grado de complejidad y a su área de estudio, la cual se reduce a un pequeño espacio en el laboratorio, haciéndolas menos útiles en prácticas clínicas.

Por otro lado, las unidades de medición inercial (IMU) o sensores inerciales son otro

tipo de tecnología que ofrece, al igual que las anteriores, una medición cuantitativa del movimiento, pero con la ventaja de, al ser inalámbricos y fáciles de usar, las tomas pueden ser realizadas al aire libre, permitiendo su implementación en entornos de práctica clínica. En el ámbito de la veterinaria, hoy en día se ha demostrado su viabilidad para el análisis de marcha en perros (Barthélémy et al., 2009) y en la facilitación de diagnósticos correctos y tempranos de enfermedades como la OA, para la cual, este aporte es valioso no solo en la elección de un tratamiento apropiado, sino también en el monitoreo de su progresión y la efectividad del tratamiento (Brown et al., 2010).

Debido a lo antes propuesto, utilizando registros de pruebas tomadas con un sensor inercial en caninos, este estudio comenzará a definir por medio de un análisis descriptivo, las variables cuantitativas clave en la marcha que permitan identificar anomalías en la movilidad de los caninos.

Con la información obtenida a través de esta investigación, será posible establecer las bases que, más adelante, permitirán llegar a un diagnóstico objetivo completo de los diferentes tipos de patología que afectan a los caninos, así mismo, se pretende que los datos suministrados por este software sean claros y se expliquen de la manera más adecuada, permitiéndole al médico veterinario un mejor acercamiento y apropiación en el uso de estas tecnologías como herramienta de apoyo en el diagnóstico.

Pregunta de Investigación

¿Cómo realizar un sistema de análisis biomecánico en caninos que proporcione variables cuantitativas útiles para el apoyo en el diagnóstico de patologías de movilidad?

Objetivo General

Desarrollar un sistema de análisis biomecánico como herramienta de apoyo en el

diagnóstico de movilidad de caninos, a partir de registros de desplazamiento lineal tomados con un sensor inercial.

Objetivos Específicos

- Establecer un protocolo que permita la extracción de variables biomecánicas relacionadas con el desplazamiento lineal de caninos por medio de registros de pruebas tomadas con el sensor inercial.
- Diseñar un software de análisis de desplazamiento lineal que permita el reconocimiento de variaciones en la movilidad de caninos, empleando un lenguaje de programación libre.
- Determinar el nivel de funcionalidad del software con el fin de comprobar las variaciones del desplazamiento lineal en caninos utilizando registros de las pruebas tomadas con el sensor inercial.

Limitaciones y delimitaciones

Las limitaciones en este proyecto se encuentran principalmente en que no es posible trabajar con los pacientes caninos, ya que no se cuenta con el aval del comité de bioética. A pesar de lograr obtener un acceso a bases de datos de pruebas con sensores inerciales en perros, distintos factores como las características de la población de estudio y la manera como dichos registros fueron tomados, no pueden ser contemplados. Esto influye de manera significativa en la no obtención de algunas variables que son relevantes en el análisis de marcha en los caninos.

Por otra parte, cabe resaltar que el software no pretende realizar una predicción completa del tipo de patología que padezca el paciente, sino una descripción de las

variables presentes en su locomoción, indicando valores cuantitativos en cada una de ellas, dicha información será útil para sustentar con datos objetivos el diagnóstico otorgado por el médico veterinario.

Capítulo 2

Marco Teórico y Estado del Arte

Con el paso de los años, el estudio de la locomoción, ha ido evolucionando gracias al surgimiento de nuevas tecnologías, las cuales permitieron facilitar la creación de sistemas diseñados con el fin de brindar un análisis cuantitativo cada vez más preciso, eficaz y descriptivo acerca de las características del movimiento de una persona cuando se desplaza de un lugar a otro. De igual forma, dichos sistemas también han sido empleados para el análisis de la marcha en pacientes caninos, en donde cada uno de ellos ofrece ventajas y desventajas de acuerdo al tipo de tecnología empleada. Este capítulo tiene como objetivo presentar en orden cronológico, los detalles de las investigaciones y proyectos realizados en el análisis biomecánico de la locomoción canina, las herramientas que utilizaron para llevarse a cabo y en especial, aquellos estudios que hicieron uso de unidades de medición inercial desde un contexto nacional e internacional. Así mismo, será necesario que antes de presentar los estudios de análisis biomecánico en caninos realizados hasta la fecha y las demás secciones del proyecto, se introduzca brevemente al lector en los términos que se encuentran descritos en el marco conceptual.

Marco Conceptual

Sistema musculoesquelético: se encuentra conformado por estructuras como los músculos, ligamentos, tendones, cartílagos y huesos. Su principal función es sostener y facilitar los movimientos del cuerpo: la locomoción, masticación y respiración (Case et al., 2011).

Locomoción: hace referencia al resultado de la ejecución de patrones de

movimientos, los cuales son coordinados, implican la activación de músculos y fases del ciclo de movimiento por órdenes enviadas desde el sistema nervioso (Cabej, 2019).

Perro: también conocido como canino, hace referencia a un animal mamífero de cuatro patas que vive en asociación con la gente, de los cuales hay una diversidad de razas que varían en tamaño, forma y pelaje (Dewey & Bhagat, 2002).

Planos anatómicos: estos se dividen en tres:

Plano sagital: este plano divide al perro en dos secciones: derecha e izquierda. Si este plano pasa por toda la línea media se denomina plano medio (Riegger-Krugh et al., 2004).

Plano dorsal: este plano divide al perro en porciones una ventral y otra dorsal. (Riegger-Krugh et al., 2004).

Plano transversal: divide al perro en una porción craneal y otra caudal (Riegger- Krugh et al., 2004).

Ejes de rotación: se encuentran a 90° del plano, cada movimiento articular de tipo rotacional lo posee, estos pueden ser:

Eje transversal: hay un movimiento del plano sagital alrededor de un eje de rotación en dirección mediolateral (Riegger-Krugh et al., 2004).

Eje ventrodorsal: hay un movimiento del plano dorsal alrededor de un eje de rotación en dirección ventrodorsal (Riegger-Krugh et al., 2004).

Eje craneocaudal: hay un movimiento del plano transversal alrededor en torno a un eje de rotación de dirección craneocaudal (Riegger-Krugh et al., 2004).

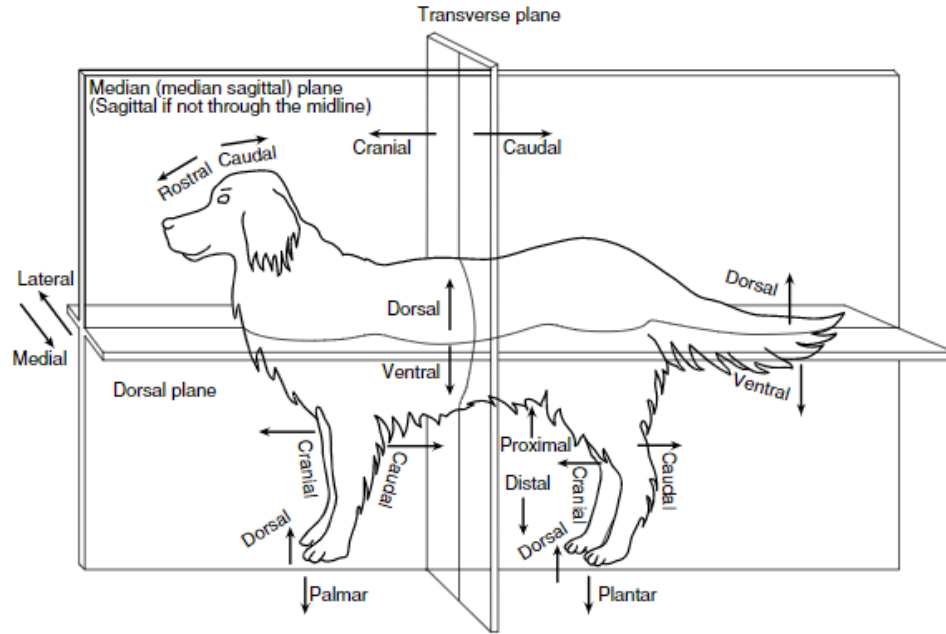


Figura 1: Orientación de planos de movimiento y términos direccionales para el perro.

Fuente: Riegger-Krugh et al., 2004.

Esqueleto de la extremidad anterior: corresponde a los huesos que hacen parte de la cintura pectoral y los de las extremidades anteriores. Estos son: la escápula, clavícula, húmero, cúbito, radio, los huesos del carpo, metacarpo y falanges (Riegger-Krugh et al., 2004).

Esqueleto de la extremidad posterior: corresponde a los huesos que hacen parte de la cintura pélvica y los huesos de la extremidad posterior. Estos son: una fusión del ilion, isquion y pubis, el fémur, la tibia, la fíbula, los huesos del tarso, metatarso y las falanges (Riegger-Krugh et al., 2004).

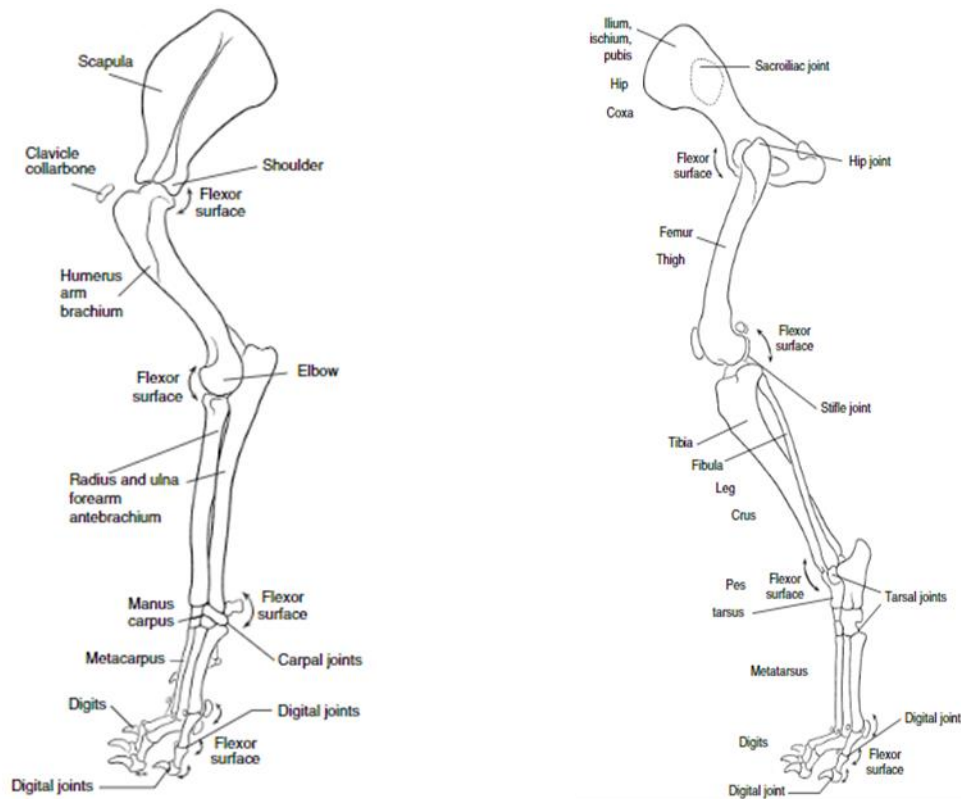


Figura 2: Esqueleto de las extremidades anterior y posterior del perro.

Fuente: Riegger-Krugh et al., 2004.

Articulación de la cadera o coxofemoral: articulación de tipo sinovial entre la cabeza del fémur y el acetábulo. Esta articulación conecta los miembros inferiores con la cintura pélvica (Riegger-Krugh et al., 2004).

Articulación de la rodilla: forma parte de las extremidades posteriores en el perro y permite la unión de tres huesos, el fémur, la tibia y la rótula (Riegger-Krugh et al., 2004).

Articulación del hombro o glenohumeral: Puede moverse en cualquier dirección, pero generalmente produce flexión y extensión. Une la escápula con la cabeza del húmero (Arredondo et al., 2016).

Articulación femorotibial: está formada por los cóndilos gruesos del fémur que se articulan con los cóndilos aplanados de la tibia (Micheau et al., 2020)

Articulación femoropatelar: se encuentra localizada entre la rótula y la tróclea del fémur (Micheau et al., 2020).

Articulación del tarso: unión entre los huesos crural, tarsiano y metatarsiano (Micheau et al., 2020).

Articulación tarsometatarsiana: hace referencia a las articulaciones entre los huesos del tarso distales y las bases de los huesos metatarsianos (Micheau et al., 2020).

Cruz: zona ubicada en medio de las escápulas del perro, comúnmente se usa para medir la altura del perro (López et al., 2015).

Dorso: comprende la zona superior de las vértebras torácicas y lumbares del perro, ubicadas justo después de la cruz (López et al., 2015).

Displasia Coxofemoral: es una enfermedad hereditaria, no congénita y degenerativa, la cual es causada por la falta de estabilidad o ajuste en la articulación coxofemoral. Sus síntomas son dolor de cadera, cojera o dificultad para moverse y dolor durante la extensión (ACVS, 2020). El diagnóstico de esta patología se realiza con la ayuda de radiografías en una posición específica y un método de palpación. En el método PennHIP se realizan tres radiografías y se determina la magnitud del ángulo de Norberg, los espacios articulares y la congruencia entre el acetábulo y el fémur. De los resultados de estas mediciones depende el estado del paciente, el cual puede ser normal o con displasia leve, media o grave (Lopez, 2009). Por otro lado, la prueba de ortolani, es un método de palpación que permite diagnosticar esta patología desde edades tempranas, entre 10 a 16 semanas (ACVS, 2020).

Osteoartritis canina (OA): enfermedad degenerativa que se caracteriza por la pérdida del cartílago articular, engrosamiento de la cápsula articular y osteofitosis o formación de hueso nuevo alrededor de la articulación, las cuales producen dolor y movilidad reducida

(ACVS, 2020).

Distrofia muscular en perros: es una enfermedad que se caracteriza por la poca o nula ausencia de la proteína distrofina, encargada de prevenir el daño en la membrana de las células musculares, como consecuencia se presenta un desgaste muscular, adelgazamiento y signos de debilidad (Barthélémy et al., 2009).

Rotura del Ligamento Cruzado Craneal (RLCC): consiste en el daño de uno de los estabilizadores más importantes en la articulación de la rodilla canina y una de las causas más comunes de cojera en la extremidad posterior (ACVS, 2020).

Cojera o claudicación: hace referencia a una anomalía en el apoyo de las extremidades del canino durante la marcha (Rhodin et al., 2017).

Cojera de apoyo: se define como la cojera producida por la desgana o incapacidad para apoyar todo el peso sobre la extremidad del animal (Rhodin et al., 2017).

Cojera observada: se define como la cojera que se observa al momento en que la extremidad afectada está en el aire (Rhodin et al., 2017).

Cinemática: rama de la kinesiólogía que estudia la descripción de movimiento, sin tener en cuenta las influencias de masa y fuerza (DeCamp, 1997).

Cinética: rama de la kinesiólogía que consiste en el estudio de las relaciones del movimiento con las fuerzas que lo generan (DeCamp, 1997).

Biomecánica: disciplina que se ocupa del estudio de aspectos mecánicos de la biología, como el movimiento, la deformación y el flujo de la existencia biológica (Yamaguchi, 2018).

Marcha: se define como una forma de movimiento de los pies y las extremidades, caracterizado por ser coordinado y repetitivo. En los perros esta puede ser simétrica la cual

se caracteriza porque el movimiento de las extremidades de un lado se repite de la misma forma hacia el otro lado, también, está la marcha asimétrica que se caracteriza porque los movimientos que se presentan en un lado de las extremidades, no se repiten del lado opuesto, un ejemplo de esta es el galope transversal y el rotatorio (DeCamp, 1997).

Caminata: patrón de marcha en el cual una pierna entra en fase de balanceo, las otras tres sostendrán el cuerpo (Ladha et al., 2017).

Trote: patrón de marcha en el que las piernas se mueven simultáneamente en pares diagonales, es decir delantera izquierda y trasera derecha o delantera derecha y trasera izquierda (Ladha et al., 2017).

Zancada: está definida por dos fases de la marcha, la de apoyo o postura que se define como el periodo en el que el pie permanece en contacto con el suelo y la fase de balanceo o swing, la cual es el periodo en el que el pie está en el aire. En el ciclo de marcha de los caninos, siempre hay una zancada por cada una de sus cuatro extremidades (DeCamp, 1997).

Aceleración: impulso realizado con el fin de aumentar el movimiento al final de la fase de postura (Sebastián & Escobar, 2015).

Acelerómetro: instrumento de medición que registra información acerca de las vibraciones y aceleraciones, comúnmente en 3 dimensiones, que tiene un cuerpo durante la locomoción (Barthélémy et al., 2009).

Unidad de medición inercial (IMU): dispositivo electrónico inalámbrico compuesto por un acelerómetro, giroscopio y magnetómetro, el cual brinda información acerca de la orientación, velocidad y fuerzas gravitacionales de un cuerpo (Rhodin, 2017).

Software: hace referencia a los programas, instrucciones y reglas informáticas que

permiten ejecutar actividades en una computadora (Ureña A. 2011).

Lenguaje de programación: sistema a través del cual, será especificada la estructura y el comportamiento de un programa para que este pueda realizar una tarea específica (Ureña A. 2011).

Estado del arte

Contexto Internacional

Las primeras investigaciones demuestran análisis biomecánicos realizados en dos dimensiones; un artículo publicado en 1999 demuestra que fue posible calcular la simetría de las extremidades en la marcha de 16 perros adultos de raza Labrador Retriever, por medio de marcadores reflectantes ubicados en las articulaciones, los cuales fueron registrados en cintas de video; sus resultados fueron favorables y a pesar de las limitaciones presentadas por la poca información recolectada, se pudo demostrar el uso de un sistema 2D en el análisis del paso del perro (Gillette & Zebas, 1999).

Más adelante, esta descripción de la marcha canina pudo ser ampliada con la implementación de sistemas de análisis en tres dimensiones, permitiendo analizar también, distintos segmentos en zonas específicas. En el año 2003 se presentó un método de análisis cinemático en 3D del movimiento del hueso subcondral en la articulación tibio-femoral canina, con ayuda de la tomografía computarizada e imágenes radiográficas biplano de alta velocidad; esta investigación demostró ser útil en el estudio de la osteoartritis y en la identificación de otras patologías (Anderst & Tashman, 2003). Ese mismo año, fue posible describir la estabilidad de la articulación del hombro en cadáveres caninos evaluando el efecto del tendón del bíceps braquial, el tendón del músculo infraespinoso y el ligamento

glenohumeral medial en dicha zona; para ello aplica un sistema de seguimiento de movimiento electromagnético a una población de cadáveres caninos (BK et al., 2004).

Las tres investigaciones descritas anteriormente, ofrecen un panorama más claro de cómo iniciaron los estudios de análisis biomecánico en caninos, sin embargo, respecto a la información que pudieron recolectar se puede evidenciar que los sistemas de análisis empleados presentan bastantes limitaciones, especialmente en lo reducida que es su área de estudio y en la sujeción del paciente, por lo que demuestran no ser un método viable para solucionar la problemática que quiere abordar este proyecto.

Otro tipo de tecnologías que han arrojado mejores resultados para el análisis en esta área, son las plataformas de fuerza, normalmente empleadas en los sistemas de cinta rodante o pistas. En una revista estadounidense de investigación veterinaria, se establecieron las diferencias en la marcha entre dos tipos de razas de perros, Labrador Retriever y Greyhound, para ello se utilizó una población de 6 pacientes sanos de cada raza e implementó un sistema con marcadores sobre las articulaciones, 4 cámaras para la captura del movimiento a 200 Hz y una plataforma de fuerza, tal y como se aprecia en Figura A; los resultados arrojados presentaron diferencias evidentes de la mecánica de las extremidades pélvicas entre ambas razas (Colborne et al., 2005). Dos años más tarde, se realizó un estudio a 10 perros adultos sanos utilizando cuatro plataformas de fuerza en una cinta de correr, dicho estudio evidenció el alto grado de confiabilidad del sistema de análisis implementado, lo que en efecto hizo que este método se fuera convirtiendo en un ‘estándar de oro’ para el análisis de marcha en caninos (Bockstahler et al., 2007).

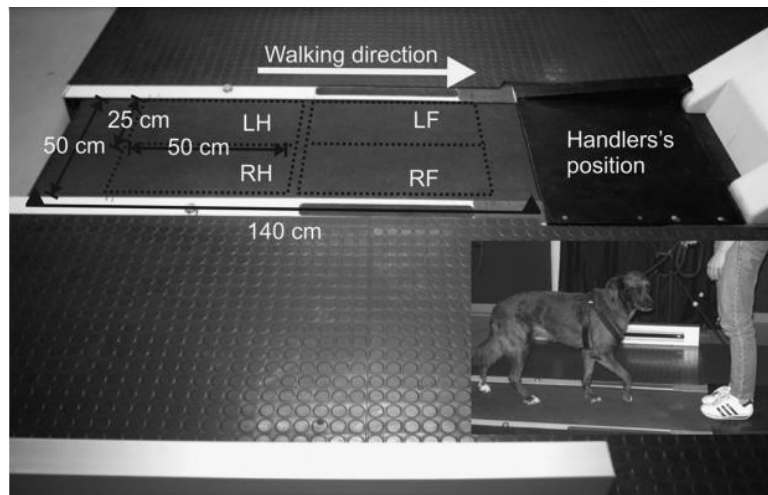


Figura 3. Sistema de cinta de correr con plataformas de fuerza.

Las siglas LF y RF miembro anterior izquierdo y derecho; LH y RF miembro posterior izquierdo y derecho.

Fuente: Bockstahler et al., 2007.

Este sistema descarta una de las limitaciones encontradas en las investigaciones anteriores, que es la sujeción del paciente, sin embargo, su implementación sigue obligando al paciente a estar en un área de estudio limitada o muy reducida.

De acuerdo con la revisión acerca de los desarrollos recientes en el análisis locomotor canino, para el año 2008, eran muy pocos los estudios documentados con la utilización de acelerómetros para el análisis de la locomoción en caninos, no obstante, esta técnica ya había sido implementada en caballos para la medición de los tiempos de la zancada demostrando resultados prácticos y precisos (Gillette & Angle, 2008).

Más adelante se presentaría uno de los primeros análisis de marcha utilizando un acelerómetro triaxial a una población de 19 perros de raza Golden Retriever, los cuales 8 estaban sanos y 11 tenían distrofia muscular. Las variables calculadas fueron: la potencia

total, fuerza y regularidad de las aceleraciones, la longitud y la velocidad de la zancada normalizadas por la altura a la cruz, la frecuencia de la zancada, la potencia cráneo-caudal y la potencia mediolateral.

Finalmente, esta investigación registró diferencias significativas de las variables entre los dos tipos de población, logrando describir de manera objetiva y cuantitativa un patrón de marcha lento, de pasos cortos y oscilante, así mismo logró comprobar la confiabilidad de la acelerometría presentándola como una técnica rápida, fácil de configurar y económica (Barthélémy et al., 2009).

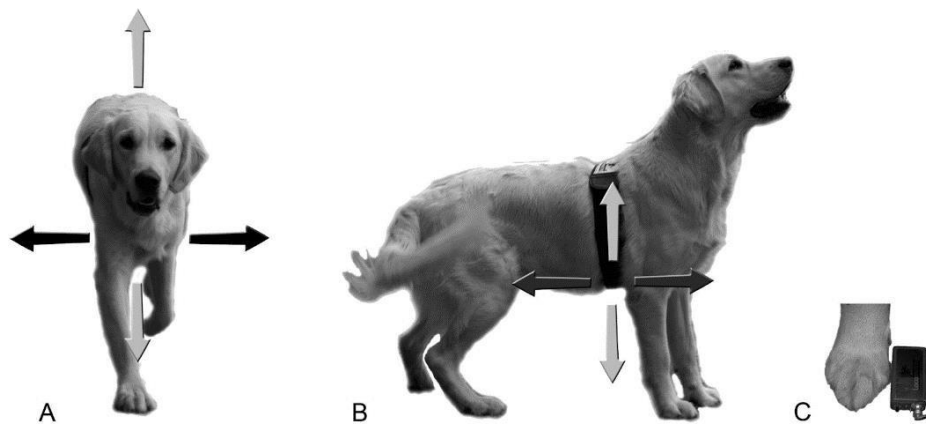


Figura 4. (A) y (B) Flechas que indican la dirección de los ejes del acelerómetro: eje dorsoventral en gris pálido, eje cráneo-caudal en gris oscuro (B), eje mediolateral en negro (A). (C) comparación del tamaño del sensor con el del perro.

Fuente: Barthélémy et al., 2009.

Tres años más tarde, se llevó a cabo una prueba de acelerometría en 3D para analizar el análisis de la marcha de perros con rotura de ligamento cruzado craneal. Para ello, este estudio se utilizó un acelerómetro el cual fue ubicado alrededor del esternón del perro. Las variables calculadas fueron, relación de potencia a peso, la velocidad, frecuencia de zancada,

su longitud, índices de regularidad y de simetría. Este estudio presentó un protocolo de análisis de marcha confiable que resultó ser útil para la detección de cojera (Pillard et al., 2012).

En el 2014, un estudio de la revista *Canadian Journal of Veterinary Research*, evaluó un sistema basado en acelerómetros para el análisis de marcha en perros comparándolo con otro sistema utilizado como estándar de referencia el cual empleaba plataformas de fuerza. En conclusión, este estudio encontró una concordancia moderada entre los dos tipos de sistemas, con un intervalo de confianza del 95% (Clark et al., 2014).

Poco tiempo después, esta técnica se volvería mucho más completa con la llegada de las unidades de medición inercial (IMU), las cuales brindan información mucho más detallada y precisa de la velocidad, fuerzas y orientación del objeto de estudio. La Figura 3, demuestra cómo se evaluó la utilización de seis unidades de medición inercial en la cinemática de miembros caninos, aplicando el sistema propuesto a un total de 16 perros sanos, con la particularidad de vincular las IMU a los caninos por medio del uso de un arnés.



Figura 5. Sujeto canino equipado con seis unidades de medición inercial y marcadores.

Fuente: Duerr et al., 2016

Este estudio presentó una comparación de los datos obtenidos utilizando la IMU y los datos cinemáticos de referencia adquiridos por un sistema de captura de movimiento óptico, adicionalmente también se evaluó si la utilización del arnés afectaba en algo a las mediciones. Al final se pudo concluir que dicha adquisición fue factible ya que los dos resultados adquiridos por ambos métodos tuvieron una buena correlación, siendo entonces una alternativa viable para el análisis cinemático de las articulaciones del carpo, tarso, rodilla y cadera del perro (Duerr et al., 2016).

Posteriormente, se propuso un sistema basado en la misma técnica denominado GaitKeeper, el cual mide objetivamente las características temporales de la marcha en perros obteniendo variables como el tiempo de contacto inicial y final, tiempo de paso, tiempo de balanceo y tiempo de postura o apoyo. El estudio se aplicó a un total de 19 caninos sanos de distintas razas con un rango de altura entre 34,2 a 84,9 cm, el sistema propuesto utilizó un total de 4 unidades de medición inercial para cada extremidad tal y como se puede apreciar en la Figura 4, en donde cada una contenía un acelerómetro y un giroscopio triaxial, estas medidas fueron tomadas en una pista lineal de 15 m y cada repetición fue registrada por una cámara de video. En conclusión, se obtuvo un sistema con una precisión suficiente que puede ayudar a identificar anomalías en la marcha canina y que a futuro podría ser útil como herramienta de diagnóstico o rehabilitación para la práctica veterinaria canina (Ladha et al., 2017).

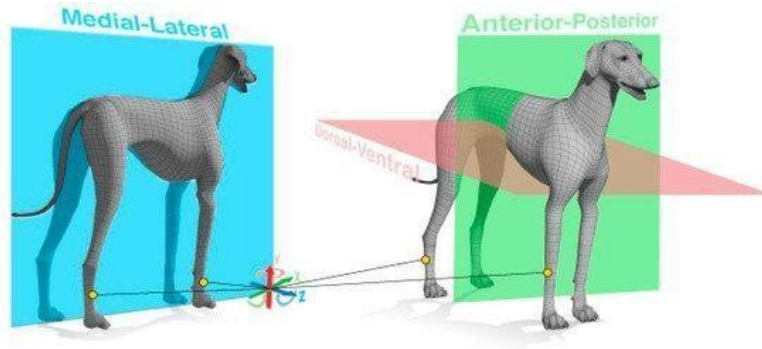


Figura 6. Posición de los sensores en los pacientes.

Fuente: Ladha et al., 2017.

Por otro lado, se presentó un sistema para la detección de cojera en perros al trote con cojera inducida, el cual consistió en la implementación de tres unidades inerciales unidas a la cabeza, pelvis y extremidad anterior distal derecha y un localizador de cojeras, tal y como se aprecia en la Figura 5. Este estudio fue aplicado a una población de 10 perros sanos y se midió la simetría del movimiento vertical de la cabeza y la pelvis durante la marcha canina, la cual se realizó en una cinta rodante, posteriormente se indujo una cojera leve en los pacientes para realizar la comparación. Finalmente se concluyó la efectividad de estos sensores en la detección y cuantificación de cojera inducida moderada entre las extremidades oscilantes o de apoyo (Rhodin et al., 2017).

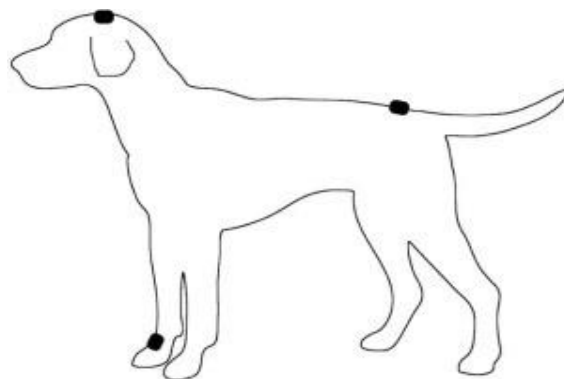


Figura 7. Ubicaciones de los sensores inerciales.

Fuente: Rhodin et al., 2017.

En el artículo publicado por la revista científica PLOS ONE, se desarrolló un nuevo método para la determinación del tiempo de cada paso en la marcha canina, para ello utilizó una sola unidad de medición inercial junto con una cámara de video de 120fps, se planteó una nueva metodología en la cual fue descrito detalladamente el procesamiento de la señal del sensor para la obtención del tiempo de la zancada, postura y swing; los resultados de este estudio fueron más precisos en la detección de los pasos, obteniendo un error medio más bajo en comparación con los anteriores (Jenkins et al., 2018).

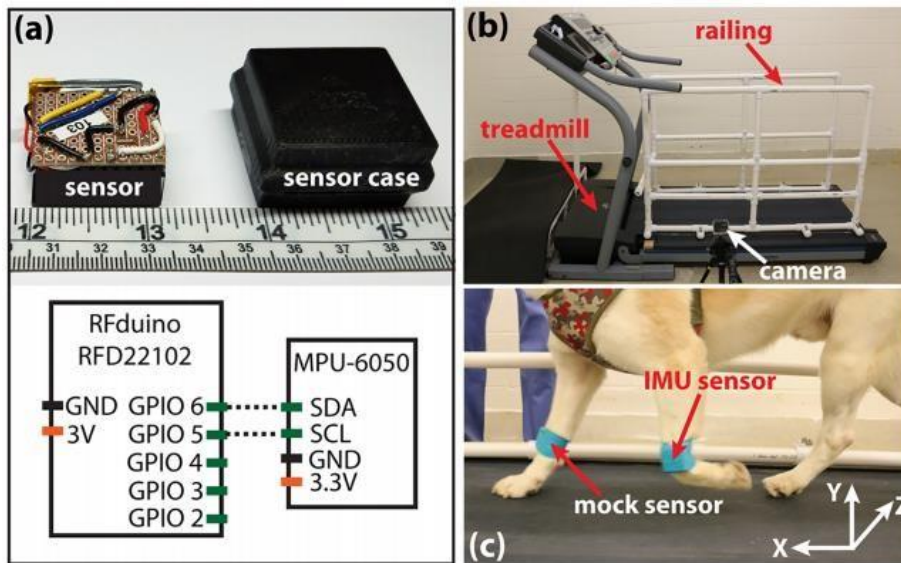


Figura 8. Una descripción general del sistema de análisis de la marcha del perro basado en IMU. (a) IMU con esquema del circuito del sensor. (b) Una foto del escenario experimental. (c). Posición del sensor y la orientación de los ejes.

Fuente: Jenkins et al., 2018.

Una última investigación pudo encontrar también la aplicación de estos sensores en la optimización de las carreras de galgos, este estudio caracterizó el galope de 31 perros de esta raza en cinco pistas de carreras utilizando una IMU, ver Figura 7, en la cual analizó las aceleraciones dorsal-ventral y anteroposterior, tanto en el dominio del tiempo como el de

frecuencia. Por último, se demostró que los resultados del estudio ayudaron a contribuir a la seguridad y bienestar de los caninos, evidenciando factores que debían ser mejorados como las zonas de la pista potencialmente peligrosas (Hayati et al., 2019).

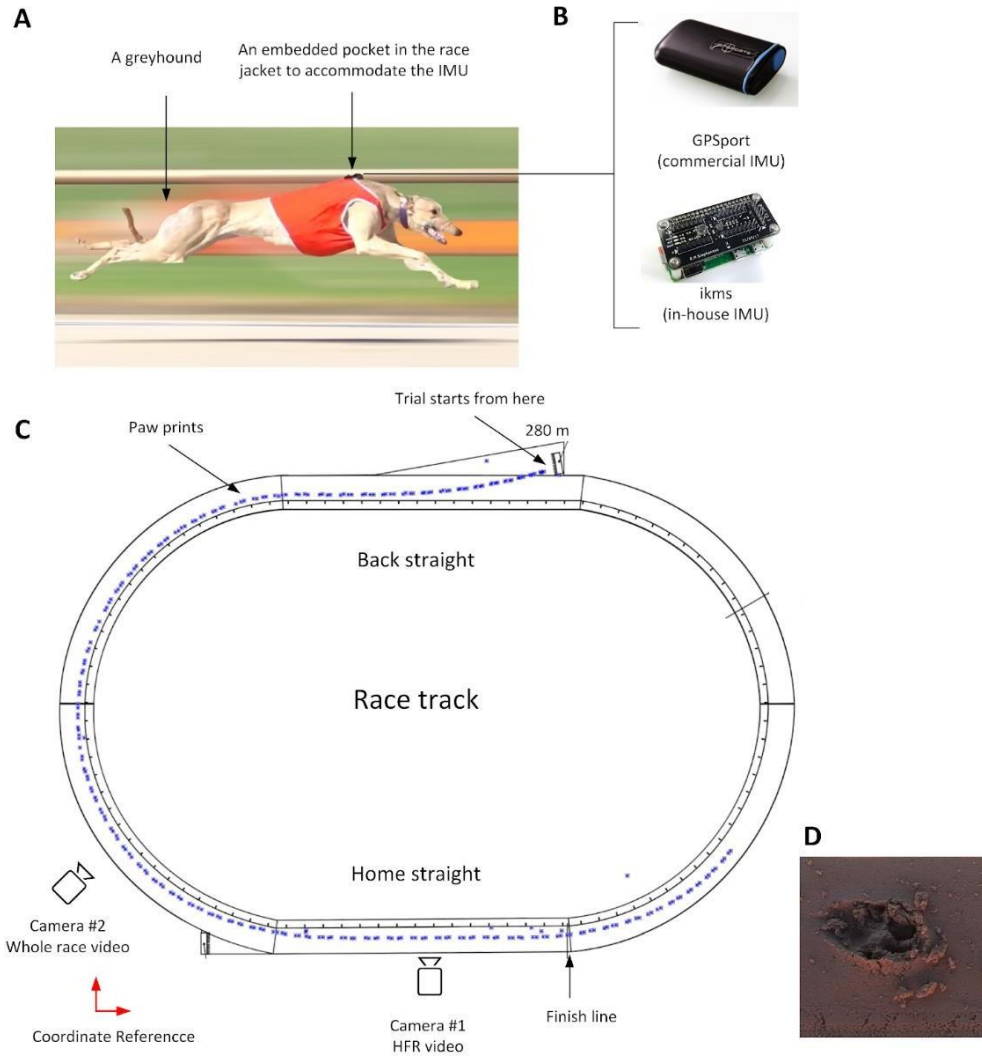


Figura 9. Descripción general del sistema de análisis de la marcha de Galgo, del sensor y de la pista de correr.

Fuente: Hayati et al., 2019

Como se pudo evidenciar en cada una de estas seis últimas investigaciones, las cuales emplearon acelerómetros o unidades de sensor inercial, su utilización fue viable como herramienta para la caracterización cuantitativa de distintas variables de la marcha canina que podrían ser clave en el diagnóstico de patologías de movilidad y que su sistema es de fácil implementación en la práctica clínica. En cada una de ellas también se abordó una

metodología distinta en relación al número de sensores utilizados, su ubicación y las variables obtenidas; información la cual se pretende aprovechar para identificar cual es la mejor alternativa que brinde las variables más relevantes en el diagnóstico de la movilidad en caninos.

La investigación más reciente relacionada al uso de estos sensores en caninos, buscó evaluar la precisión de cuatro algoritmos de clasificación convencionales en la diferenciación de siete tipos de comportamiento de los perros. El dispositivo fue ubicado en el cuello y también en la espalda del animal, obteniendo un 75% de precisión del sensor y 91% respectivamente para cada ubicación. Finalmente se resalta, la importancia y validez del uso de estos sensores como herramienta para la identificación de problemas de conducta y cambios en el bienestar general del perro, recalcando también que en la actualidad el interés y conciencia de los dueños hacia el bienestar de los perros se incrementa, haciendo que este tipo de propuestas se venda como una buena opción en el mercado (Kumpulainen et al., 2021).

Contexto Nacional

En la ciudad de Bogotá, un trabajo de grado de la Universidad de Javeriana realizó mediciones de la actividad diaria de los perros de compañía utilizando un acelerómetro el cual fue diseñado por el autor. Dicho acelerómetro se ubicó en el cuello de los animales, por medio de un collar que se adapta a su tamaño, ver Figura 8. Los tipos de actividades diarias fueron clasificados en tres grupos: ‘Actividad física baja’, cuando el animal se encuentra sentado, acostado o de pie sin realizar movimiento; ‘Actividad física media’, cuando existe un periodo de tiempo caminando y ‘Actividad física alta’, cuando el animal se encuentra corriendo y fueron presentadas a través de una interfaz gráfica en Matlab tal y como se puede apreciar en la Figura 9. (Avellaneda, 2017)



Figura 10. Imágenes finales del dispositivo en el perro.

Fuente: Fernando, 2017.

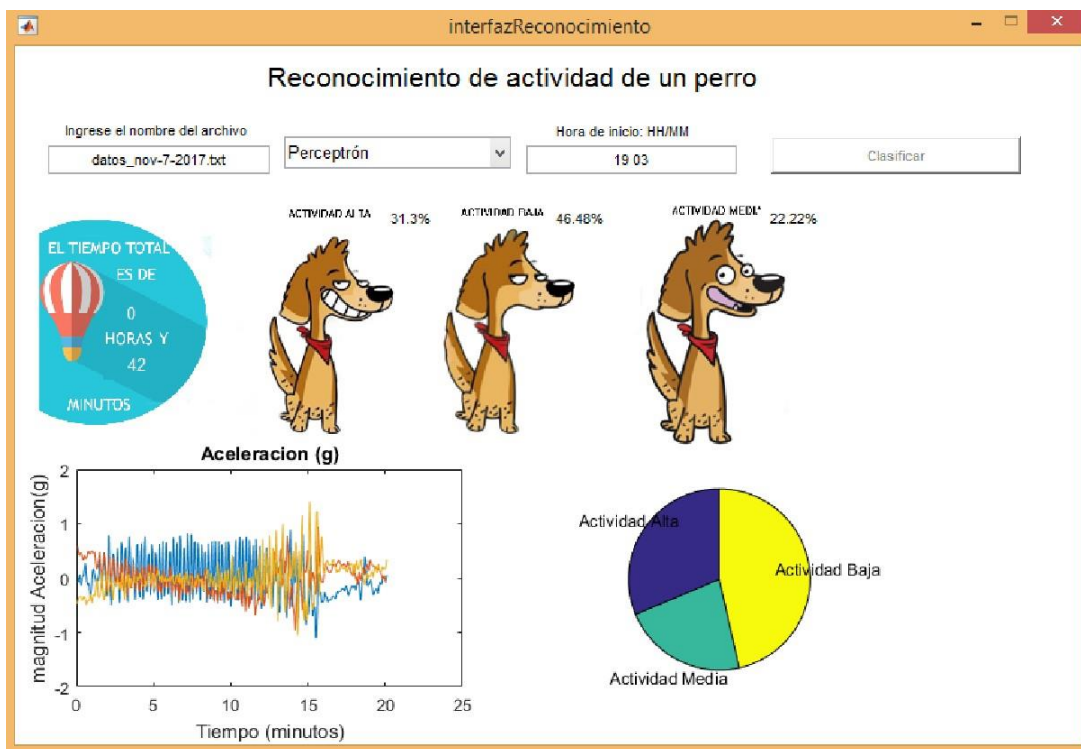


Figura 11. Interfaz gráfica en Matlab.

Fuente: Fernando, 2017.

Esta última investigación brinda un contexto del trabajo realizado con las unidades de medición inercial empleadas en caninos, dentro del país. Indicando la importancia de seguir

estas investigaciones ya que al ser un área de estudio nueva se podría ver como una buena oportunidad de negocio a nivel nacional.

Contexto Local

Hasta la fecha, no hay registro de proyectos de grado, investigaciones o artículos relacionados con la temática en la ciudad de Bucaramanga o en el departamento de Santander; por lo tanto, se puede deducir que este sería el primer análisis biomecánico en caninos realizado en el departamento.

Una vez se tenga noción de todos los conceptos implícitos dentro de este proyecto y se esté al tanto de todas las investigaciones realizadas con estos sensores a nivel internacional, nacional y local. El lector podrá continuar con la siguiente sección del proyecto, en donde se explicarán los distintos procesos que llevarán a cumplir el propósito de esta investigación.

Capítulo 3

Metodología

Este capítulo tiene como objetivo describir la manera con la cual cada uno de los objetivos específicos del proyecto se llevó a cabo, para esto se cumplió con una serie de actividades definidas por etapas, las cuales están descritas a continuación.

Etapa 1: Definición del protocolo

El protocolo consiste en un conjunto de directrices establecidas con el fin de orientar acerca de cuál es la manera más adecuada para la extracción de las variables biomecánicas de interés. Allí, se especifican cuáles son las condiciones de espacio, los parámetros requeridos para cada paciente, las características de la unidad de medición inercial empleada y su correspondiente ubicación en el cuerpo del canino.

Para el desarrollo del mismo, se requirió, primeramente, tener claridad acerca de cuáles son las variables de desplazamiento en caninos y la manera como estas pueden ser calculadas con unidades de medición inercial. Dicha información fue obtenida a través de una revisión bibliográfica y el concepto de los médicos veterinarios.

Posteriormente, se procedió a realizar pruebas preliminares en el laboratorio de biomecánica, las cuales permitieron definir el tipo de IMU más conveniente, la cantidad de sensores que se requiere y el lugar en el cual serán ubicados.

Etapa 2: Diseño del software

Para la elección del tipo de lenguaje de programación con el cual se trabajará, fue necesario realizar una revisión bibliográfica del tema y plasmarla en un cuadro comparativo, el cual contenía las ventajas y desventajas de cada tipo de lenguaje encontrado.

Una vez definido el tipo de lenguaje se procedió a realizar la programación la cual se dividió en dos secciones: la primera, correspondiente al procesamiento de las señales registradas por el sensor para el cálculo de cada una de las variables biomecánicas de interés. Para esta sección se tuvo como referente la sección 2 del libro titulado *Biomechanical Basis of Human Movement* (Hamill & Knutzen, 2003), así como los trabajos realizados previamente descritos en el estado del arte, con el fin de obtener información relacionada a los métodos para extraer las variables de interés a través de los datos del sensor. Teniendo en cuenta todo lo mencionado anteriormente, se realizó el cálculo de las siguientes variables:

Simetría

Se tuvo en cuenta el comportamiento de los ángulos Euler con respecto al eje x, ver Figura 14, es decir la variación de los ángulos tanto en el lado derecho como en el izquierdo del movimiento del perro visto desde una dirección cráneo-caudal, ver Figura 10. Primero se tomó como punto de referencia el primer valor del ángulo arrojado por el sensor en los primeros segundos, justo después de estabilizarse el sensor y antes del inicio de la actividad del animal. Para el sensor este valor es tomado como un valor cero, en donde los valores mayores que este punto indican una desviación hacia la derecha y los valores menores a dicho punto indican una desviación hacia la izquierda. Teniendo en cuenta lo anterior, se separaron ambos grupos de valores y se restaron con el valor de referencia, dando como resultado la inclinación en grados que el animal tuvo tanto para el lado izquierdo como para el lado derecho durante la marcha. Por último, la simetría obtenida durante el periodo de marcha registrado, fue igual a la resta de las desviaciones estándar de ambos grupos de datos.

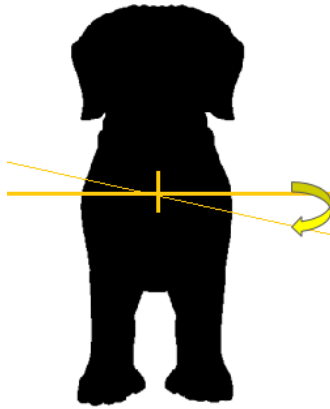


Figura 12. Vista frontal del perro, la flecha amarilla indica la variación dada en grados, teniendo en cuenta que el eje de rotación es el eje X del sensor.

Fuente Propia

Propulsión

Esta variable indica el comportamiento de la cadera del perro, es decir cómo fue la rotación de la misma durante la actividad. Por ende, se tuvo en cuenta las variaciones de los ángulos Euler con respecto al eje Z, es decir desde una vista dorso-ventral del perro, tanto en el lado izquierdo como en el derecho, ver Figura 11. El método de cálculo de esta variable fue el mismo que el de la simetría obteniéndose dos columnas que indican la rotación de la cadera del perro hacia la izquierda y hacia la derecha. De igual manera, la propulsión total fue la resta de las desviaciones estándar de ambos grupos de datos.

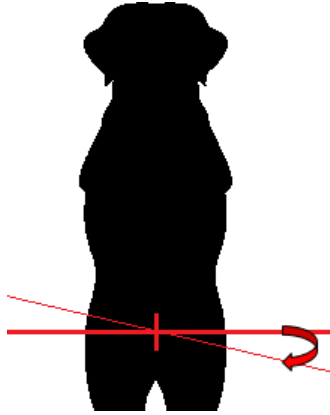


Figura 13. Vista superior del perro, la flecha roja indica la variación dada en grados, teniendo en cuenta que el eje de rotación es el eje Z del sensor.

Fuente Propia

Aceleración

Esta variable se obtuvo sacando el promedio de las señales de aceleración obtenidas en los ejes X, Y y Z.

Inicio fase de despegue o swing

Este evento se caracteriza por ser el momento en el que el perro realiza la mayor aceleración o impulso para levantar una de sus patas. En la señal de aceleración se puede apreciar como los eventos en los que aparece un pico alto.

La segunda sección, consistió en la programación del diseño de la interfaz y la forma en que se presenta la información al usuario, quien en este caso es el médico veterinario. Se elaboró un logo y un nombre que caracterizara al software, con el fin de tener una mejor interacción con el usuario.

Etapa 3: Ejecución de pruebas de desempeño

Para medir la funcionalidad del software diseñado, se recurrió a realizar una búsqueda de registros de pruebas con unidades de medición inercial en caninos, que cumplieran con las características solicitadas. Esta información se obtuvo en colaboración con el programa de Ingeniería Electrónica de la Facultad de Ingeniería de la Pontificia Universidad Javeriana.

Una vez obtenidos estos registros, fue necesario realizar un análisis estadístico, para el estudio de la distribución de los datos. Para ello, se realizó un análisis de varianza (ANOVA) de un factor, para conocer la varianza que hay en cada registro de todas las variables entregadas por el sensor inercial, las cuales en este caso fueron la aceleración, velocidad angular y ángulos Euler para los ejes X, Y y Z. También se realizó el test estadístico de Komolgorov Sminov, por medio del cual se puede comprobar si las puntuaciones obtenidas de los registros siguen o no una distribución normal. Posteriormente, cada uno de los registros que fueron compartidos, se probó en el software en donde fueron calculadas todas las variables descritas en la etapa 2.

Las etapas que fueron presentadas anteriormente permitieron todo el desarrollo del proyecto dando resultados favorables en cada una y los cuales serán discutidos en el siguiente capítulo.

Capítulo 4

Resultados y análisis de resultados

A continuación, se presentan todos los resultados que fueron obtenidos para cada etapa de la metodología propuesta en el capítulo anterior, posteriormente en el apartado de análisis de resultados, estarán descritas y estudiadas más a fondo todas las observaciones encontradas a lo largo del desarrollo de esta sección.

Resultados Etapa 1:

Informe acerca de las variables presentes en el desplazamiento en caninos calculadas con acelerómetros y unidades de medición inercial

Como primer resultado se presenta un informe en el cual se encuentran sintetizados los estudios en los que se realizó un análisis biomecánico a pacientes caninos utilizando unidades de medición inercial o acelerómetros. Para cada estudio se realiza una descripción del número de pacientes, el tipo de sensor implementado y su ubicación, también se describen cuáles parámetros o características de los pacientes se tomaron en cuenta, el lugar en donde se realizó el estudio, el número de tomas de datos y que actividad realiza cada paciente, por último, se hace una descripción de cada una de las variables presentes en la marcha que se pudieron obtener con la ayuda de estos dispositivos. Ver Anexo 1.

Descripción del protocolo

De acuerdo con la información descrita en el Anexo 1 y con el concepto de la Médica Veterinaria y Zootecnista, Jessica Alejandra Castro Barón, se realizó la descripción de todas las condiciones y características del protocolo, por medio del cual se pretendía obtener las variables de la velocidad de marcha, tiempo del paso, longitud del paso, ángulos en estación y movimiento de las articulaciones Coxofemoral, femoro-tibio-patelar y metatarsiana, tal y como se aprecia en

el Anexo 2. Sin embargo, este protocolo tuvo que ser modificado debido a que no fue posible la realización de pruebas con animales y se tuvo que recurrir a registros de tomas con el sensor realizadas en otros proyectos. Por lo tanto, a continuación, se describe el protocolo que se tuvo en cuenta para la ejecución de los registros encontrados:

La evaluación de la marcha fue realizada en una pista específica en línea recta, en donde cada paciente caminó a su propio ritmo y realizó determinado número de vueltas. La unidad de medición inercial se ubicó sobre la cadera del perro, con el fin de tener un registro más detallado de todos los movimientos de rotación e inclinación de la pelvis del perro, sin que estos se vean afectados por la presencia del sensor en dicha zona. Inicialmente los animales fueron paseados por la pista sin instrumentos. Posteriormente, se ubicó la unidad de medición inercial asegurándose de no afectar la marcha normal del perro.

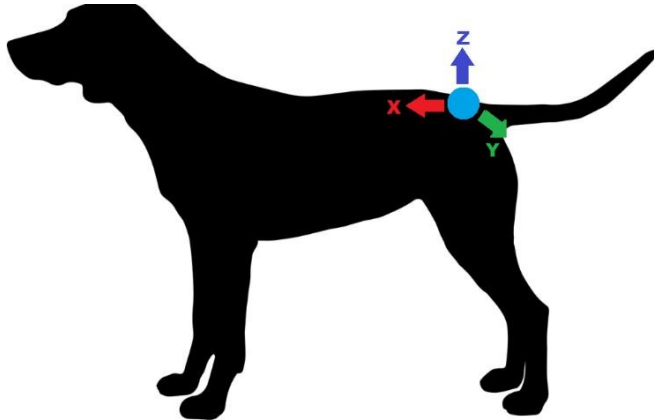


Figura 14. Ilustración de un perro con la unidad de medición inercial ubicada en su cadera.

Fuente propia.

De acuerdo con la información proporcionada por los registros, los ejes de coordenadas del sensor quedaron alineados con respecto a cada eje de rotación del animal. Como se aprecia en la *Figura 10*, el eje X se alineó en dirección craneocaudal, el eje Y se alineó en dirección mediolateral, por último, el eje Z se alineó en dirección ventrodorsal.

Resultados Etapa 2:

Selección lenguaje de programación

De acuerdo con los detalles de las ventajas y desventajas descritas en el Anexo 2, el lenguaje de programación con el cual se eligió trabajar fue Python, ya que este es ideal para el diseño de programas como el que se pretende realizar y de todos los demás lenguajes es el más fácil de aprender.

Logo y nombre del software

Se denominó ‘Canine Gait Analyzer’ como nombre del software y como se aprecia en la Figura 11, el logo diseñado consiste en una serie de huellas que ha dejado un perro, cuyo rastro está siendo analizado a través de una lupa.



Figura 15. Logo y nombre del software.

Fuente propia.

Tal y como se aprecia en la Figura 12, se presenta la ventana principal de la interfaz del software realizada a través de Qt, en donde fueron añadidos todos los widgets y botones que la acompañan. El siguiente diagrama de flujo, explica el funcionamiento lógico del software:

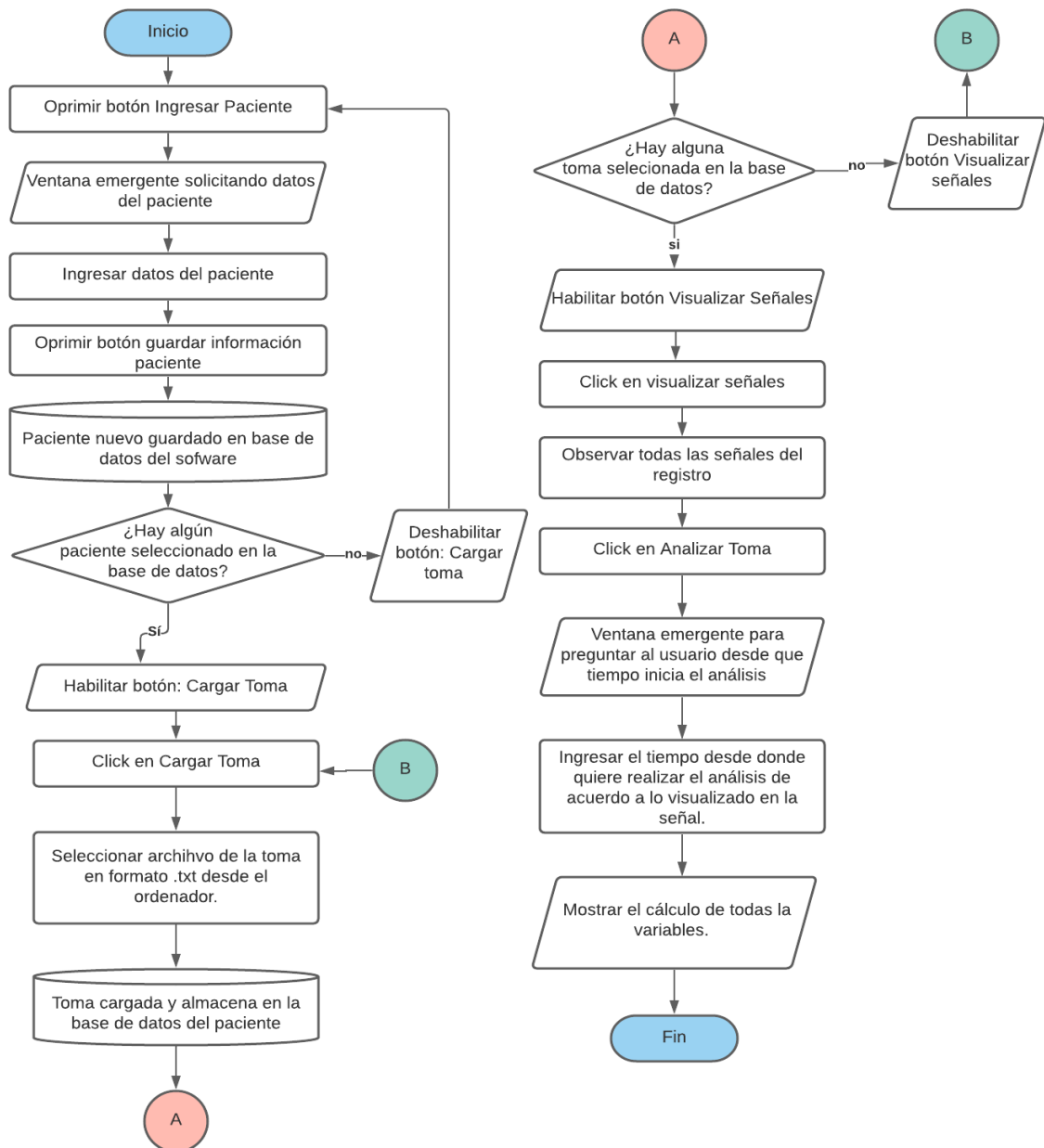


Figura 16. Diagrama de flujo del funcionamiento del software.

Fuente propia.

El formato de los archivos de entrada debe ser en .txt, este es un formato sencillo de adquirir y compatible con la mayoría de las unidades de medición inercial. Para la programación del software las librerías que se tuvieron en cuenta fueron:

Numpy: librería principal para la informática científica, ideal para grandes estructuras de datos.

Pandas: al igual que Numpy, esta librería facilita el trabajo con datos de gran tamaño, optimizando la velocidad en el procesamiento.

Matplotlib: librería de Python especializada en la creación de gráficos en dos dimensiones.

Pyqtgraph: es ideal para hacer gráficos en tiempo real que funcionan a velocidades muy altas.

Plotnine: se usa para la creación de gráficos complejos a partir de los datos en un Datarame,

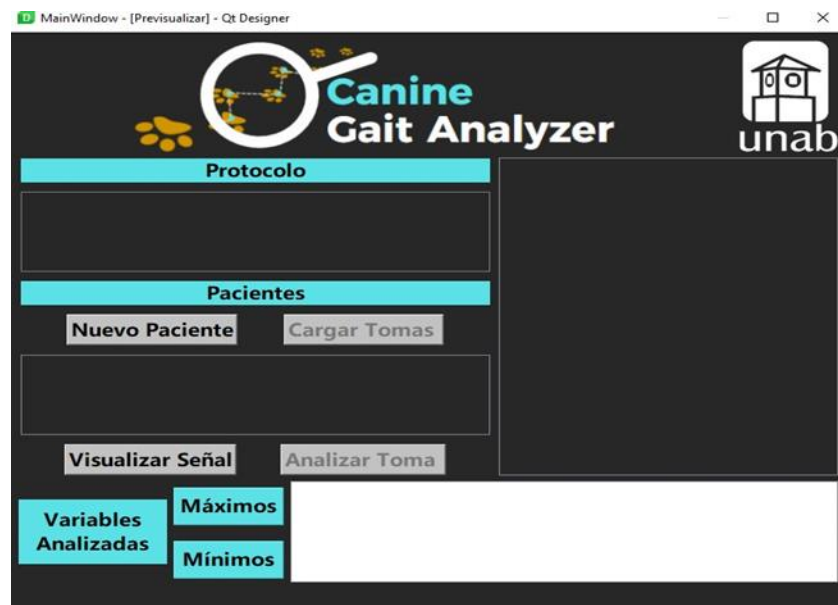


Figura 17. Ventana principal del software.

Fuente propia.

Resultados Etapa 3:

Las pruebas de desempeño entre los dos grupos de caninos no se implementaron debido a que a la fecha del mes de mayo no se recibió respuesta de la aprobación del comité de bioética animal de la Universidad Cooperativa de Colombia, por tal razón la propuesta inicial que se tenía con el proyecto tuvo que someterse a cambios en los alcances, los cuales fueron aprobados por el comité de ingeniería biomédica. En dichos cambios quedó especificado que se emplearían registros de pruebas con bases de datos tomadas de otras fuentes, que cumplan con las características solicitadas. Por tal razón, se solicitó el apoyo de la Universidad Pontificia Javeriana, por medio de la cual se tuvo acceso a registros tomados con una unidad de medición inercial pertenecientes a una tesis de grado realizada en esta institución.

Así pues, se obtuvo un total de 10 registros los cuales proveen información del movimiento en los ejes X, Y y Z de la aceleración, velocidad angular y ángulos Euler; cada una de ellas junto con la variable de tiempo, se encuentran agrupadas en 10 columnas, y almacenadas en un archivo de formato .txt.

Pruebas Estadísticas a registros:

Los datos arrojados por el estudio de análisis de varianza ANOVA, no fueron concordantes, debido a que cada registro posee un tamaño muestral distinto y dicha condición no es compatible con este tipo de análisis, por ende fue descartado y solo se tuvo en cuenta los resultados del test de Komolgrov Sminov. Los resultados fueron los siguientes:

Aceleración

Registros	Duración (s)	Promedio Aceleraciones		
		X(m/s ²)	Y(m/s ²)	Z(m/s ²)
1	22,79	-1,142	3,531	8,691
2	25,73	3,180	3,618	8,359
3	55,02	-1,311	1,056	9,309
4	17,42	0,471	2,776	9,118
5	28,13	4,134	3,891	7,798
6	86,88	3,496	1,642	7,311
7	22,37	-0,017	1,992	9,312
8	25,72	0,314	2,137	9,047
Valor P		0,163100	0,040140	0,215556

Tabla 1. Resultados arrojados por el test de Komolgrov Smirnov con las aceleraciones entre los 8 registros.

Velocidad Angular

Registros	Duración (s)	Promedio Velocidad Angular		
		X(°/s)	Y(°/s)	Z(°/s)
1	22,79	-0,767	1,793	0,270
2	25,73	-14,071	-2,320	9,217
3	55,02	-1,170	1,718	6,238
4	17,42	-2,383	0,870	-1,099
5	28,13	-12,516	-1,910	12,013
6	86,88	-4,467	0,523	0,143
7	22,37	-13,431	-5,144	-13,032
8	25,72	-12,943	-1,633	-6,787
Valor P		0,000013	0,054691	0,161576

Tabla 2. Resultados arrojados por el test de Komolgrov Smirnov con las velocidades angulares entre los 8 registros.

Ángulos Euler

Registros	Duración (s)	Promedio Ángulos Euler		
		Roll (°)	Pitch (°)	Yaw (°)
1	22,79	21,526	7,702	-136,491
2	25,73	1,900	-21,297	115,111
3	55,02	5,777	9,082	-33,634
4	17,42	16,085	-0,987	15,339
5	28,13	1,662	-29,149	-43,988
6	86,88	10,529	-25,230	-1,064
7	22,37	0,812	-8,097	-11,181
8	25,72	-1,982	-8,323	-46,153
Valor P		0,000178	0,001509	0,001509

Tabla 3. Resultados arrojados por el test de Komolgrov Smirnov con los Ángulos Euler entre los 8 registros.

Gráficas de las señales del sensor:

Las siguientes gráficas presentan el comportamiento de las señales de la aceleración, de la velocidad y la variación de los ángulos Euler para cada uno de los tres ejes. Cabe resaltar que el ángulo Yaw, es decir el ángulo Euler en Z, se le tuvo que aplicar una normalización en sus datos ya que en todos los registros presentan cambios muy variantes en la señal.

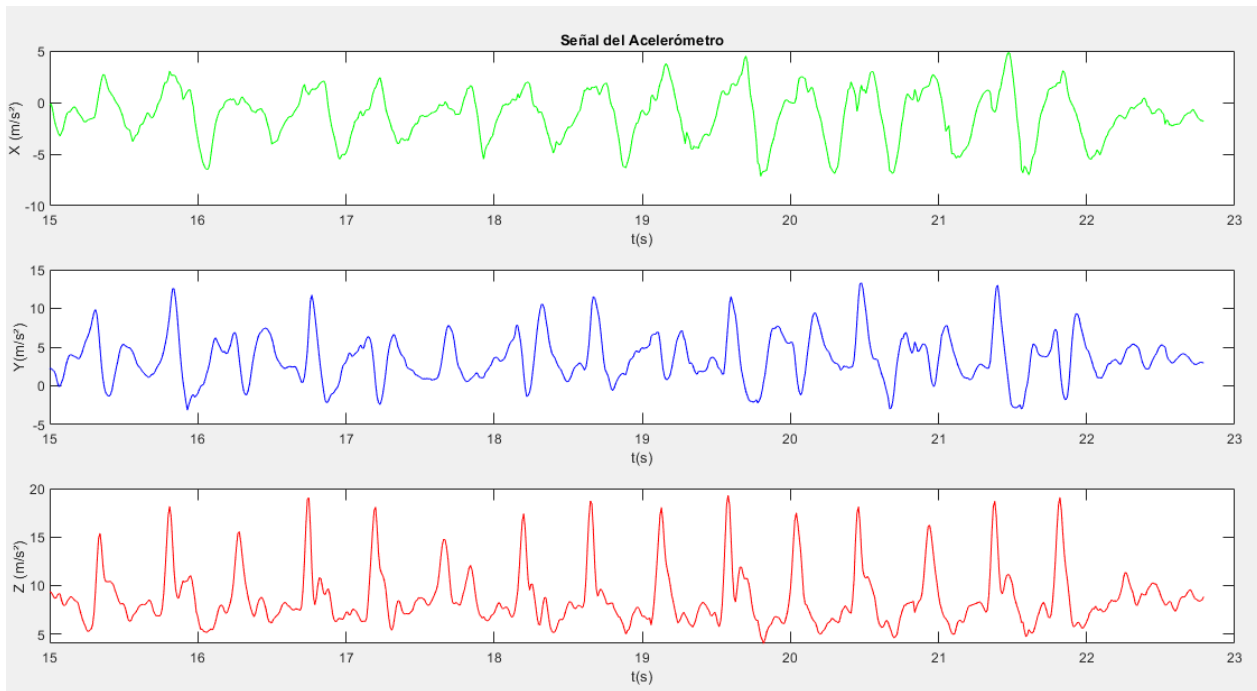


Figura 18. Señal de la aceleración en los ejes X, Y y Z de uno de los registros de la IMU.

Fuente propia.

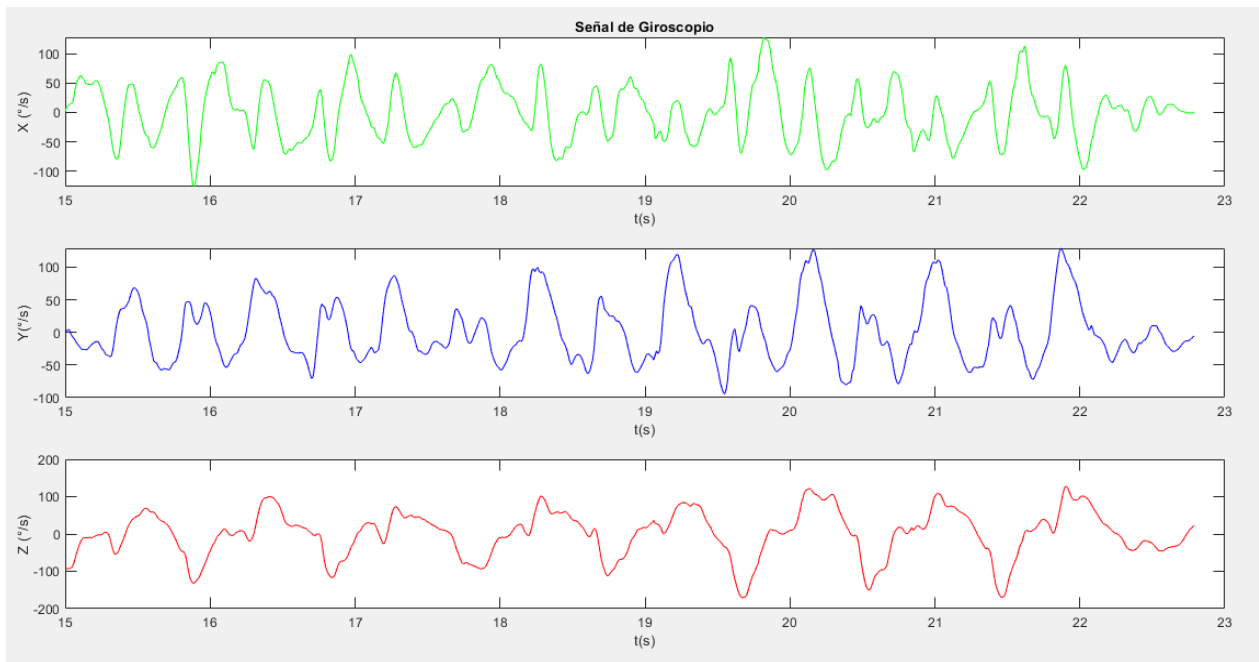


Figura 19. Señal de la velocidad angular en los ejes X, Y y Z de uno de los registros de la IMU.

Fuente propia.

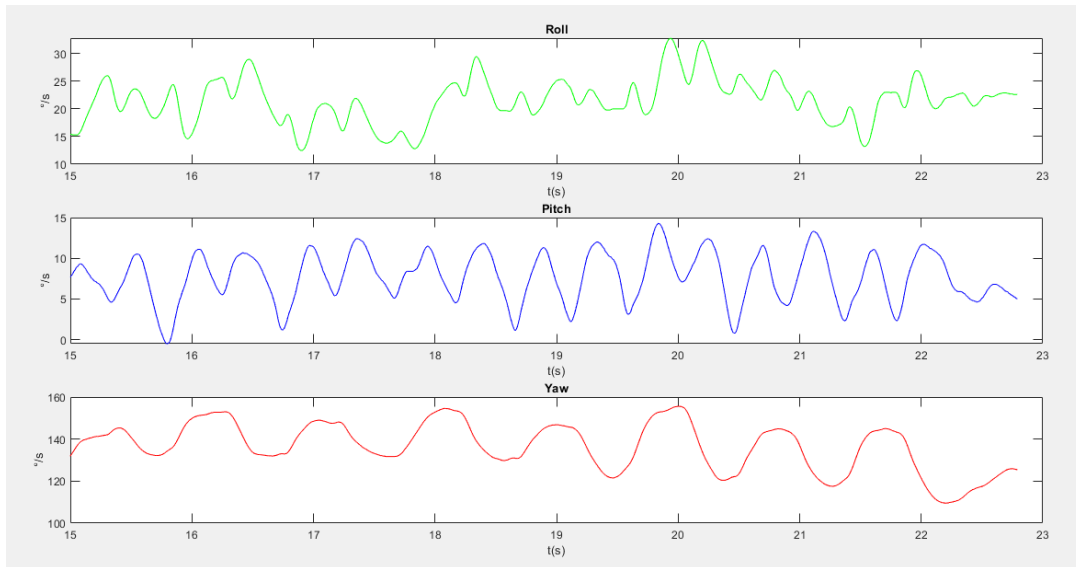


Figura 20. Señal de los ángulos Euler en los ejes X, Y y Z de uno de los registros de la IMU.

Fuente propia.

Variables Obtenidas:

Durante el análisis de los 10 registros suministrados, dos de ellos tuvieron que ser descartados debido a que tenían errores en la falta de información en las columnas de los ángulos euler y con el análisis estadístico y el cálculo de las variables generan demasiada distorsión.

Simetría

Para cada uno de los 8 registros se calcularon los valores de varianza y desviación estándar, así como los valores máximos y mínimos de inclinación en el lado izquierdo y derecho del animal. Por último, la simetría total se obtuvo como la resta de ambas desviaciones.

Registro 1		Registro 2		Registro 3		Registro 4		
	Lado Izquierdo	Lado Derecho	Lado Izquierdo	Lado Derecho	Lado Izquierdo	Lado Derecho	Lado Izquierdo	Lado Derecho
Varianza	10,173	3,256	3,145	4,597	11,386	6,698	20,290	1,073
Desviación Estándar	3,189	1,804	1,774	2,144	3,374	2,588	4,504	1,036
Valor Máximo	13,600	6,700	8,100	11,700	19,000	12,700	24,200	3,200
Valor Mínimo	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,500	0,100
Simetría	1,556		0,706		0,786		3,468	
Registro 5		Registro 6		Registro 7		Registro 8		
	Lado Izquierdo	Lado Derecho	Lado Izquierdo	Lado Derecho	Lado Izquierdo	Lado Derecho	Lado Izquierdo	Lado Derecho
Varianza	9,118	4,760	17,470	28,083	4,724	31,247	0,766	85,523
Desviación Estándar	3,020	2,182	4,180	5,299	2,174	5,590	0,875	9,248
Valor Máximo	12,900	10,000	19,600	10,800	9,600	23,400	2,400	63,100
Valor Mínimo	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100
Simetría	0,838		1,120		3,416		8,373	

Tabla 4. Variables calculadas para la simetría.

Rotación de la cadera o propulsión:

De igual forma que en la simetría se calculó la varianza, desviación estándar, los valores máximos y mínimos de rotación de la cadera en el lado izquierdo y derecho del animal. Por último, la propulsión total se obtuvo como la resta de ambas desviaciones.

Registro 1		Registro 2		Registro 3		Registro 4		
	Lado Izquierdo	Lado Derecho	Lado Izquierdo	Lado Derecho	Lado Izquierdo	Lado Derecho	Lado Izquierdo	Lado Derecho
Varianza	46,358	40,598	205,321	332,850	2330,364	1557,247	63,324	44,647
Desviación Estándar	6,809	6,372	14,329	18,244	48,274	39,462	7,958	6,682
Valor Máximo	23,700	22,400	52,100	75,600	189,200	170,400	28,000	22,500
Valor Mínimo	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,200	0,100	0,020
Propulsión	0,437		3,915		8,812		1,276	
Registro 5		Registro 6		Registro 7		Registro 8		
	Lado Izquierdo	Lado Derecho	Lado Izquierdo	Lado Derecho	Lado Izquierdo	Lado Derecho	Lado Izquierdo	Lado Derecho
Varianza	67,042	51,299	269,135	394,785	54,847	1078,055	211,545	971,257
Desviación Estándar	8,188	7,162	16,405	19,869	7,406	32,834	14,545	31,165
Valor Máximo	30,600	26,700	61,900	118,100	23,900	155,900	79,100	100,900
Valor Mínimo	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,100	0,400
Propulsión	1,026		3,464		25,428		16,620	

Tabla 5. Variables calculadas para la propulsión

Aceleración:

Se obtuvo la aceleración promedio para cada eje, así como la desviación estándar y la varianza de los datos.

Registros	Aceleración en (m/s ²)	Varianza	Desviación Estándar
1	-1,142	5,822	2,413
2	3,180	4,720	2,173
3	-1,311	3,237	1,799
4	0,471	6,291	2,508
5	4,134	3,804	1,950
6	3,496	22,586	4,752
7	-0,017	3,512	1,874
8	0,314	5,745	2,397

Tabla 6. Aceleración en el eje X obtenida para cada registro.

Registros	Aceleración en (m/s ²)	Varianza	Desviación Estándar
1	3,531	9,212	3,035
2	3,618	10,272	3,205
3	1,056	10,627	3,260
4	2,776	9,640	3,105
5	3,891	4,443	2,108
6	1,642	5,100	2,258
7	1,992	6,000	2,449
8	2,137	6,255	2,501

Tabla 7. Aceleración en el eje Y obtenida para cada registro.

Registros	Aceleración en (m/s ²)	Varianza	Desviación Estándar
1	8,691	8,461	2,909
2	8,359	7,846	2,801
3	9,309	7,059	2,657
4	9,118	8,950	2,992
5	7,798	4,915	2,217
6	7,311	7,375	2,716
7	9,312	3,618	1,902
8	9,047	3,059	1,749

Tabla 8. Aceleración en el eje Z obtenida para cada registro.

Fase de swing o balanceo:

Esta fase se caracteriza por ser el momento en que la extremidad está en el aire. Su inicio en la señal de acelerometría se marca como un pico máximo (puntos rojos en la Figura 21), ya que es cuando el perro toma un impulso máximo para elevar el pie.

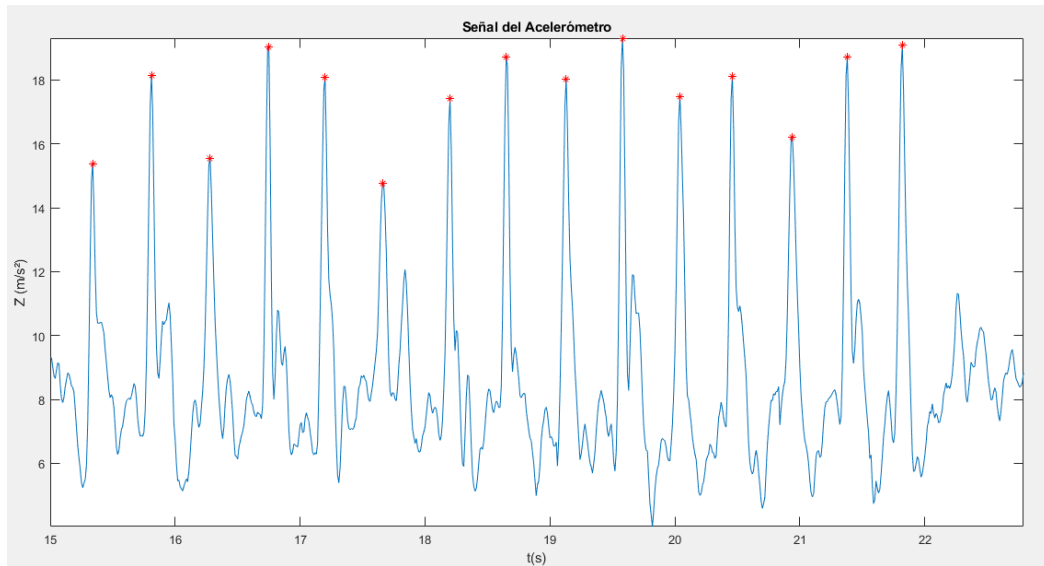


Figura 21 Señal de la aceleración en el eje Z del registro 1.

Los puntos rojos indican el inicio de la fase de swing en la marcha del perro.

Fuente propia.

Análisis de Resultados

Con los resultados estadísticos obtenidos con el valor P en el test de Komolgrov Smirnov se puede afirmar que las variables de la aceleración en el eje X y Z; la velocidad angular en el eje Y y Z, presentan normalidad en la distribución de sus datos, es decir su valor P es mayor al nivel de significancia de 0.05, lo cual indica que es factible realizar comparaciones entre cada uno de los 8 grupos de estudio con dichas columnas de datos.

Respecto a la apariencia de la interfaz, se buscó que fuera amigable con el usuario y facilitara su interacción. Por su parte, el logo transmite la función del software de una manera gráfica, en donde las huellas representan la información tomada por el sensor al paciente canino y la lupa junto con lo que se ve a través de ella, el estudio y procesamiento de estos datos que se puede obtener a través de esta herramienta. Se combina el color blanco con naranja y azul ya que este último muestra calma, fiabilidad y confiabilidad, emociones que se buscan transmitir en el usuario, de igual forma se utiliza el negro como color predominante ya que este color es ideal para captar la atención del observador. En cuanto a la programación, con las librerías empleadas se buscó que fueran ideales para soportar grandes estructuras de datos, para que el software no tenga problemas en el procesamiento de la información y su velocidad sea óptima.

Para el cálculo de las variables, fue necesario precisar el momento exacto en donde comenzaba el movimiento en cada registro, pues cada uno de ellos presentó un periodo de descanso entre 5 a 15 segundos. Si se considera este periodo inicial en el que el animal no ejerce ningún tipo de movimiento, podría afectar significativamente el valor de las variables, disminuyendo la precisión en cada una de ellas. Analizando las gráficas de aceleración y velocidad el eje que presenta una mayor amplitud en la señal, es el eje Z, es decir el eje

dorsoventral del perro, por lo cual este eje fue el que se tuvo en cuenta para el cálculo de la fase de swing en la marcha. No fue posible determinar la velocidad y la frecuencia de zancada con estos registros, ya que para el cálculo de estas variables se requiere tener en cuenta los valores de la distancia recorrida y la altura de la cruz del perro, datos que no fueron proporcionados.

Por otro lado, en los cálculos de la simetría y la propulsión al momento de separar las columnas de datos del comportamiento de las variables en los lados derecho e izquierdo, se pudo observar que siempre había un lado que contenía un mayor número de datos o muestras. Esto puede deberse a que durante el ciclo de marcha el animal ejerció más actividad o apoyo en los miembros de un lado en específico, toda esta actividad el sensor la refleja en un mayor número de muestras y por ende los miembros de un lado en específico del perro terminan con un intervalo de tiempo de actividad en la marcha mayor en comparación con los del otro lado. Por otro lado, la varianza calculada indica el nivel de actividad realizada por el animal, en caso de ser alta, pudo deberse a que ocurrió un evento que afectó la normalidad en el desplazamiento del animal, como, por ejemplo, un giro, algún movimiento repentino o alguna incomodidad presentada por el sensor. Los registros 1,3,4,6 y 8 presentaron mayor varianza en el lado izquierdo del perro; por el contrario, los registros 2,5 y 7 presentaron mayor varianza en el lado derecho. De igual forma las desviaciones estándar calculadas para cada variable, indican qué tan dispersos o alejados están los datos de la media, en caso de ser baja es porque hubo una simetría o una propulsión buena durante la marcha del perro, de lo contrario nos indica que hay factores que están afectando la calidad en la marcha y que sus causas deben ser analizadas más a fondo.

De acuerdo con las gráficas de los ángulos Euler de cada registro, ‘Yaw’, el ángulo

que representa la rotación en la cadera del perro, presenta cambios más alterados haciendo que se dificultara encontrar patrones en su señal, por el contrario, los ángulos Roll y Pitch si presentaron señales con patrones que hacían fácil la identificación de las fases de la marcha.

Capítulo 5

Conclusiones y recomendaciones

A continuación, se presentan las conclusiones del proyecto teniendo en cuenta los resultados y su respectivo análisis obtenido. Además, se presentan las recomendaciones para el desarrollo y continuación de investigaciones a futuro relacionadas con la temática.

Conclusiones

El software desarrollado en el presente proyecto permitió un análisis de distintas variables involucradas en la biomecánica del perro, las cuales pueden llegar a dar buenos indicios de anormalidades presentes en la marcha del perro, especialmente en los perros que padezcan de displasia coxofemoral. Además, teniendo en cuenta el análisis de los resultados y con un mayor número de registros de pacientes, se podría comprobar la incidencia de predominancia de un lado del animal, en relación a los análisis realizados en el cuerpo humano, en donde se establece también cual miembro es predominante.

Durante el análisis de los registros otorgados por la Pontificia Universidad Javeriana, también se pudo concluir que las directrices tomadas en cuenta para el protocolo no fueron lo suficientemente claras o fueron ignoradas, ya que en cada registro se apreciaron cambios, en la velocidad de la marcha, en la distancia recorrida y el tipo de actividad. Estos factores pueden afectar en el cálculo de las variables y la precisión del software, por tal razón es importante que se cumpla correctamente con el protocolo establecido, de igual forma que todas las directrices de las condiciones de la marcha del paciente, así como sus parámetros antropométricos sean completos y claros.

Recomendaciones

De acuerdo con lo anterior, se recomienda continuar con el seguimiento al aval del comité de bioética animal, para que sea posible realizar pruebas con los dos grupos de pacientes, los sanos y los que padecen un tipo de patología específica. Con dichas pruebas se podrá establecer un análisis más completo, permitiendo una comparación de ambos grupos y estimar rangos de valores normales en cada una de las variables analizadas. De igual forma, se recomienda utilizar el protocolo establecido al inicio del proyecto con la médica Veterinaria y Zootecnista, Jessica Alejandra Castro Barón, en el Anexo 1, el cual permite la exploración de los ángulos de las articulaciones de los miembros pélvicos del canino.

Bibliografía

American College of Veterinary Surgeons. (2021). *Cranial Cruciate Ligament Disease*.

Retrieved 15 October 2020 <https://www.acvs.org/small-animal-es/cranial-cruciate-ligament-disease>

American College of Veterinary Surgeons - ACVS. (2020). Canine Hip Dysplasia. Retrieved

15 October 2020, from [https://www.acvs.org/small-animal-es/canine-](https://www.acvs.org/small-animal-es/canine-hip-dysplasia#:~:text=La%20displasia%20de%20cadera%20se,y%20el%20dolor%20de%20cadera.)

[hip-](https://www.acvs.org/small-animal-es/canine-hip-dysplasia#:~:text=La%20displasia%20de%20cadera%20se,y%20el%20dolor%20de%20cadera.)

[dysplasia#:~:text=La%20displasia%20de%20cadera%20se,y%20el%20dolor%20de%20cadera.](https://www.acvs.org/small-animal-es/canine-hip-dysplasia#:~:text=La%20displasia%20de%20cadera%20se,y%20el%20dolor%20de%20cadera.)

American College of Veterinary Surgeons - ACVS. (2020). Osteoarthritis in Dogs. Retrieved

15 October 2020, from <https://www.acvs.org/small-animal/osteoarthritis-in-dogs>

Anderst, W. J., & Tashman, S. (2003). A method to estimate in vivo dynamic articular

surface interaction. *Journal of Biomechanics*, 36(9), 1291–1299.

[https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00157-X](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00157-X)

Arredondo, Jorge, López-Albors, Octavio, Recillas, Sergio, Victoria, Mauro, Castelán,

Octavio, González-Ronquillo, Manuel, Becerril, Sigrid, & Latorre, Rafael. (2016).

Modelo Virtual Tridimensional de la Articulación Cubital del Perro a Partir de Cortes

Plastinados Ultradelgados. *International Journal of Morphology*, 34(4), 1253-1258.

<https://dx.doi.org/10.4067/S0717-95022016000400013>

Barthélémy, I., Barrey, E., Thibaud, J. L., Uriarte, A., Voit, T., Blot, S., & Hogrel, J. Y.

(2009). Gait analysis using accelerometry in dystrophin-deficient dogs. *Neuromuscular*

Disorders, 19(11), 788–796. <https://doi.org/10.1016/j.nmd.2009.07.014>

BK, S., RM, M., SH, E., CR, B., & EB, S. (2004). Role of the tendons of the biceps brachii

- and infraspinatus muscles and the medial glenohumeral ligament in the maintenance of passive shoulder joint stability in dogs. *American Journal of Veterinary Research*, 65(9), 1216–1222. Bockstahler, B. A., Skalicky, M., Peham, C., Müller, M., & Lorinson, D. (2007). Reliability of ground reaction forces measured on a treadmill system in healthy dogs. *Veterinary Journal*, 173(2), 373–378. <https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2005.10.004>
- Brown DC, Boston RC, Farrar JT. (2010). Use of an activity monitor to detect response to treatment in dogs with osteoarthritis. *J Am Vet Med Assoc.*, 237(1):66-70. doi: 10.2460/javma.237.1.66. PMID: 20590496; PMCID: PMC2905214
- Cabej, N. (2019). Control Systems and Determination of Phenotypic Traits in Metazoans. *Epigenetic Principles Of Evolution*, 3-39. <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-814067-3.00001-6>
- Cachon, T., Frykman, O., Innes, J., Lascelles, B., Okumura, M. y Sousa, P. et al. (2018). Validez aparente de una herramienta propuesta para la estadificación de la osteoartritis canina: Canine OsteoArthritis Staging Tool (COAST). *The Veterinary Journal*, 235, 1-8. <https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2018.02.017>
- Case, L., Daristotle, L., Hayek, M. y Raasch, M. (2011). Nutrición y Movilidad. *Nutrición canina y felina*, 491-509. <https://doi.org/10.1016/b978-0-323-06619-8.10037-4>
- Clark, K., Caraguel, C., Leahey, L., & Béraud, R. (2014). Evaluation of a novel accelerometer for kinetic gait analysis in dogs. *Canadian Journal of Veterinary Research*, 78(3), 226–232.
- Colborne GR, Innes JF, Comerford EJ, Owen MR, Fuller CJ. (2005). Distribution of power across the hind limb joints in Labrador Retrievers and Greyhounds. *Am J Vet Res.*,

66(9):1563- 71. doi: 10.2460/ajvr.2005.66.1563. PMID: 16261830.

DeCamp, C. (1997). Kinetic and Kinematic Gait Analysis and the Assessment of Lameness in the Dog. *Veterinary Clinics Of North America: Small Animal Practice*, 27(4), 825-840. [https://doi.org/10.1016/s0195-5616\(97\)50082-9](https://doi.org/10.1016/s0195-5616(97)50082-9)

Dewey, T., & Bhagat, S. (2002). *Canis lupus familiaris* (dog). *Animal Diversity Web*. Retrieved 3 November 2020, from https://animaldiversity.org/site/accounts/information/Canis_lupus_familiaris.html

Duerr FM, Pauls A, Kawcak C, Haussler K, Bertocci G, Moorman V, King M. (2016). Evaluation of inertial measurement units as a novel method for kinematic gait evaluation in dogs. *Vet Comp Orthop Traumatol*, 29(6):475-483. doi: 10.3415/VCOT-16-01-0012. Epub 2016 Oct 20. PMID: 27761576.

Fernando, A. T. D. (2017). *MEDICIÓN DE ACTIVIDAD DIARIA DE UN ANIMAL POR MEDIO DE DISPOSITIVO ELECTRÓNICO*. [Pontificia Universidad Javeriana]. <http://hdl.handle.net/10554/38749>

Fit Fur Life. Gait4Dog - Sistema de análisis marcha. *Medicalexpo*. Retrieved 15 October 2020, from <https://www.medicalexpo.es/prod/fit-fur-life/product-78746-809471.html>

Gillette RL, Zebas CJ. (1999). A two-dimensional analysis of limb symmetry in the trot of Labrador retrievers. *J Am Anim Hosp Assoc.*, 35(6):515-20. doi: 10.5326/15473317-35-6- 515. PMID: 10580913.

Gillette, R. L., & Angle, T. C. (2008). Recent developments in canine locomotor analysis: A review. *Veterinary Journal*, 178(2), 165–176. <https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2008.01.009>

Gillette, R. L., & Zebas, C. J. (1999). A Two-Dimensional Analysis of Limb Symmetry in the Trot of Labrador Retrievers. *Journal of the American Animal Hospital Association*, 35(6), 515– 520. <https://doi.org/10.5326/15473317-35-6-515>

Gillette, R., & Angle, T. (2008). Recent developments in canine locomotor analysis: A review.

The Veterinary Journal, 178(2), 165-176. <https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2008.01.009>

Hamill, J., & Knutzen, K. (2003). Biomechanical basis of human movement (4th ed., pp. 129-280). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Hayati, H., Mahdavi, F., & Eager, D. (2019). Analysis of agile canine gait characteristics using accelerometry. *Sensors (Switzerland)*, 19(20). <https://doi.org/10.3390/s19204379>

Hill's (2018). Cuidado Articular del perro. Hillspet Retrieved 15 October 2020, from <https://www.hillspet.es/health-conditions/dog/dog-joint>.

Jenkins, G. J., Hakim, C. H., Nora Yang, N., Yao, G., & Duan, D. (2018). Automatic characterization of stride parameters in canines with a single wearable inertial sensor. *PLoS ONE*, 13(6), 1–15. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0198893>

Keegan, K., Kramer, J., Yonezawa, Y., Maki, H., Pai, P., & Dent, E. et al. (2011). Assessment of repeatability of a wireless, inertial sensor–based lameness evaluation system for horses. *American Journal Of Veterinary Research*, 72(9), 1156-1163. <https://doi.org/10.2460/ajvr.72.9.1156>

Kumpulainen P., Valdeoriola C. A, Somppi S., Törnqvist H., Väätäjä H., Majaranta P., Gizatdinova Y., Hoog A. C., Surakka V., Miiamaaria V. Kujala, Vainio O., Vehkaoja A. (2021). *Dog behaviour classification with movement sensors placed on the harness and the collar, Applied Animal Behaviour Science*, Vol. 241, 105393, ISSN 0168-1591, <https://doi.org/10.1016/j.applanim.2021.105393>.

King, M. (2017). Etiopathogenesis of Canine Hip Dysplasia, Prevalence, and Genetics.

- Veterinary Clinics Of North America: Small Animal Practice, 47(4), 753-767.
<https://doi.org/10.1016/j.cvsm.2017.03.001>
- Ladha, C., O'Sullivan, J., Belshaw, Z., & Asher, L. (2017). Gaitkeeper: A system for measuring canine gait. *Sensors (Switzerland)*, 17(2), 1–17.
<https://doi.org/10.3390/s17020309>
- López Plana, C., Rutllant Labeaga, J., & López Béjar, M. (2015). Atlas Músculos Perro I. Universitat Autònoma de Barcelona. Retrieved 31 october 2020, from https://veterinariavirtual.uab.cat/anatomia/musculosperroI/Atlas_virtual/primera.html.
- López Vale, H. (2009). Displasia de cadera en caninos. Facultad de Ciencia Veterinarias Universidad de Buenos Aires. Retrieved 6 November 2020, from <http://www.fvet.uba.ar/fcvanterior/publicaciones/infovet/Infovet%20107.pdf>.
- Mathews, K., Kronen, P., Lascelles, D., Nolan, A., Robertson, S., & Steagall, P. et al. (2014). Guidelines for Recognition, Assessment and Treatment of Pain. *Journal Of Small Animal Practice*, 55(6), E10-E68. <https://doi.org/10.1111/jsap.12200>
- Micheau, A., Hoa, D., & Borofka, S. (2020). Osteología canina. *Vet-Anatomy*. <https://doi.org/10.37019/vet-anatomy/588175.es>
- Musté Rodríguez, M. (2013). Análisis comparativo de la rigidez al desplazamiento antero-posterior de la rodilla canina completa, rodilla con rotura del ligamento cruzado anterior y rodilla reparada con la técnica de avance de la tuberosidad tibial. *TDX (Tesis Doctorals En Xarxa)*. <https://upcommons.upc.edu/handle/2117/95237>
- Pillard, P., Gibert, S., & Viguié, E. (2012). 3D accelerometric assessment of the gait of dogs with cranial cruciate ligament rupture. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15 Suppl 1, 129–131.

<https://doi.org/10.1080/10255842.2012.713654>

Ren, L., Qian, Z., & Ren, L. (2014). Biomechanics of musculoskeletal system and its biomimetic implications: A review. *Journal of Bionic Engineering*, 11(2), 159–175.

[https://doi.org/10.1016/S1672-6529\(14\)60033-0](https://doi.org/10.1016/S1672-6529(14)60033-0).

Rhodin, M., Bergh, A., Gustås, P., & Gómez Álvarez, C. B. (2017). Inertial sensor-based system for lameness detection in trotting dogs with induced lameness. *Veterinary Journal*, 222, 54– 59. <https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2017.02.004>

Riegger-Krugh, C., L. Millis, D. y P. Weigel, J. (2004). Canine Rehabilitation & Physical Theraphy 38-99. <https://doi.org/10.1016/b978-0-7216-9555-6.50009-7>

Sebastián, A., & Escobar, A. (2015). *Análisis cinético de la locomoción en perros como metodología diagnóstica de enfermedades ortopédicas*. https://ciencia.lasalle.edu.co/medicina_veterinaria

Sidaway, B., McLaughlin, R., Elder, S., Boyle, C., & Silverman, E. (2004). Role of the tendons of the biceps brachii and infraspinatus muscles and the medial glenohumeral ligament in the maintenance of passive shoulder joint stability in dogs. *American Journal Of Veterinary Research*, 65(9), 1216-1222. <https://doi.org/10.2460/ajvr.2004.65.1315>

Starke, S., Raistrick, K., May, S., & Pfau, T. (2013). The effect of trotting speed on the evaluation of subtle lameness in horses. *The Veterinary Journal*, 197(2), 245-252. <https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2013.03.006>

Ureña Almagro, C. (2011). *Lenguajes de programación*. Universidad de Granada. Consultado el 3 de noviembre de 2020, en <https://lsi.ugr.es/curena/doce/lp/tr-11-12/lp-c01-impr.pdf>.

Vinall, M., & Payne, J. (2014). *Osteoarthritis in Dogs*. American College of Veterinary Surgeons. <https://doi.org/10.1177/155989771425011>

Walton, M. B., Cowderoy, E., Lascelles, D., & Innes, J. F. (2013). Evaluation of Construct and Criterion Validity for the “Liverpool Osteoarthritis in Dogs” (LOAD) Clinical Metrology Instrument and Comparison to Two Other Instruments. *PLoS ONE*, 8(3). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0058125>

Yamaguchi, T. (2018). Introduction. *Integrated Nano-Biomechanics*, 1-8. <https://doi.org/10.1016/b978-0-323-38944-0.00001-2>

Zebris Medical. CanidGait – Sistema de análisis de marcha, Medicaexpo. Retrieved 15 October 2020, from <https://www.medicaexpo.es/prod/zebris-medical/product-70604-930335.html>

Anexos

Anexo 1: Variables biomecánicas calculadas en el desplazamiento en caninos con sensor inercial

Los acelerómetros, sensores inerciales o unidades de medición inercial (IMU), son herramientas que permiten la medición cuantitativa del movimiento, de una manera práctica y no invasiva. Estos dispositivos brindan información acerca de la orientación, velocidad y fuerzas gravitacionales de un cuerpo, comúnmente en 3 dimensiones o ejes (x,y,z). El objetivo de este informe, es presentar algunos estudios en los que se realizó un análisis biomecánico a pacientes caninos utilizando unidades de medición inercial o acelerómetros. Para cada estudio se realiza una descripción del número de pacientes, el tipo de sensor implementado y su ubicación, también se describen cuáles parámetros o características de los pacientes se tomaron en cuenta, el lugar en donde se realizó el estudio, el número de tomas de datos y que actividad realiza cada paciente, por último se hace una descripción de cada una de las variables presentes en la marcha que se pudieron obtener con la ayuda de estos dispositivos.

Barthélémy Eric Barrey, Jean-Laurent Thibaud, Ane Uriarte, Thomas Voit, Stéphane Blota, Jean-Yves Hogrel, Análisis de la marcha mediante acelerometría en perros con deficiencia de distrofia

- *Pacientes:* 8 perros sanos y 11 con distrofia muscular.
- *Sensor:* un acelerómetro triaxial con frecuencia de muestreo de 100Hz.
- *Ubicación:* debajo del esternón, cercano al centro de gravedad a través de un cinturón.

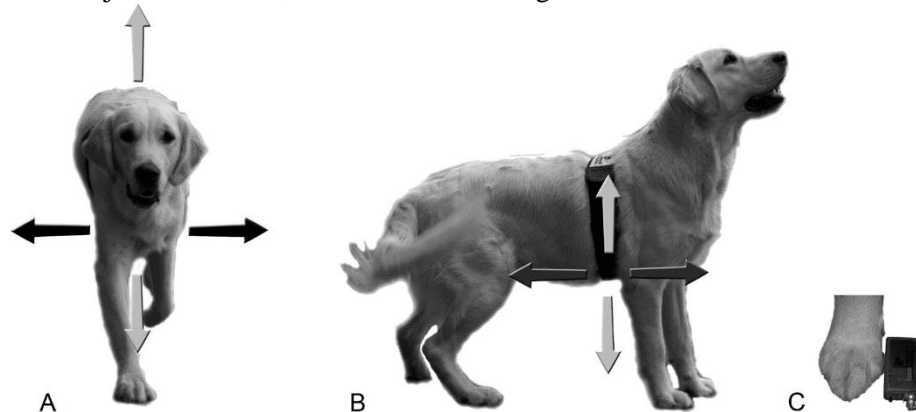


Figura 1 . (A) y (B) Flechas que indican la dirección de los ejes del acelerómetro: eje dorsoventral en gris pálido, eje cráneo-caudal en gris oscuro (B), eje mediolateral en negro (A). (C) comparación del tamaño del sensor con el del perro.

Fuente: Barthélémy et al., 2009.

- *Parámetros:* nombre, estado clínico, edad, peso, altura de la cruz.
- *Espacio:* pista de 45m, grabada por una cámara
- *Actividad o tipo de marcha:* caminar o correr a velocidad espontánea por más de 5 m con muestras de mínimo 10 s.
- *Tomas:* 3 sesiones de marcha.

- *Análisis de datos*: se realizó en Equimetrix, el cual era el software del acelerómetro, se utilizaron muestras de 10,24 segundos, es decir 1024 puntos de locomoción en estado estable.
- *VARIABLES CALCULADAS*:
 - *Velocidad (m/s)*: se calculó con un promedio entre cada una de las pruebas y con una distancia de 5m. Fue normalizada por la altura a la cruz, debido a una relación con el tamaño del perro.
 - *Frecuencia de zancadas (zancadas/s)* : de acuerdo al tipo de marcha:
 - Caminata: cuyo ciclo consiste en 4 pasos con 4 tiempos.
 - Trote: cuyo ciclo consiste en 2 pasos con dos tiempos.
 - Es decir, esta puede ser $\frac{1}{4}$ o $\frac{1}{2}$ de la frecuencia fundamental derivada por el software de la señal de aceleración dorsoventral, utilizando la transformada rápida de Fourier (FFT).
 - *Longitud de zancada (m)*: se calculó dividiendo la velocidad medida entre frecuencia de zancada, como depende del tamaño del animal, se normalizo con la altura de la cruz.
 - *Regularidad de zancada*: cuantifica la similitud de los patrones de aceleración dorsoventral en pasos sucesivos (más de 20 pasos en un perro sano). Para su obtención, se sumaron dos coeficientes de la correlación entre las aceleraciones dorsoventrales de un mismo paso sobre pasos sucesivos, por lo que se calculó la función de autocorrelación en la señal de aceleración dorsoventral. Para obtener una escala lineal de esta variable, la suma de ambos coeficientes se multiplicó por 100 y el resultado se normaliza mediante una transformada Z.
 - *Potencia Total (W/Kg)*: fue la suma de las tres potencias en cada eje, las cuales fueron clasificadas como la integral del espectro de potencia que se obtuvo por la transformada rápida de Fourier (FFT) a partir de la señal de aceleración bruta.
 - *Parte mediolateral de la potencia (%)*: se dividió la potencia mediolateral de las aceleraciones entre la potencia total. De igual forma, se calcularon las partes de las potencias craneocaudal y dorsoventral.
 - *Fuerza de las aceleraciones (N/Kg)*: el cálculo de esta variable ayudó a evitar posibles sesgos en el cálculo de la potencia total por los diferentes tipos de marcha y velocidad. Para calcularla, se divide la potencia total entre la velocidad.

Felix M. Duerr , Alexandra Pauls, Chris Kawcak, Kevin K. Haussler, Gina Bertocci, Valerie Moorman, Melissa King, Evaluación de unidades de medida inercial como método novedoso para evaluación cinemática de la marcha en perros

- *Pacientes*: 16 perros sanos, de los cuales seis eran Labrador Retrievers, un Chesapeake Bay Retriever, German Shorthair Pointer, Border Collie Mix, Hound Mix, Boxer, Labrador Mix, Exotic Canine Mix, German Shepherd Mix, Husky Mix y Treeing Walker Coon- Hound / Bernese Mountain Dog de raza mixta.
- *Sensor*: seis unidades de medición inercial con acelerómetros, giroscopios y magnetómetros triaxiales y una frecuencia de muestreo de 100 Hz, las cuales fueron unidas al paciente por medio de un arnés y una placa pélvica.
Se utilizó un sistema optoelectrónico y plataformas de fuerza para realizar una comparación entre ambos métodos, los datos cinéticos se recopilaron a una frecuencia de 200 Hz.
- *Ubicación*: los marcadores fueron ubicados en los centros de rotación de las articulaciones torácicas y pélvicas. Se unieron dos IMU a la extremidad torácica de forma lateral al nivel del metacarpo medio, el radio medio y el cúbito. Las cuatro restantes se unieron al miembro pélvico

de forma lateral a nivel del metatarso medio, tibia media, y dorsalmente a través de una placa pélvica moldeada a medida.



Figura 2. Sujeto canino equipado con seis unidades de medición inercial y marcadores.
Fuente: Duerr et al., 2016.

- *Espacio:* se utilizó un laboratorio equipado con un sistema optoelectrónico para la captura de movimiento.
- *Parámetros:* duración de postura, duración de swing y longitud de zancada.
- *Actividad Tipo de Marcha:* los perros trotaron a una velocidad entre 1.8 a 2.5 m/s, la cual fue medida por medio de emisores infrarrojos y sensores reflectantes. También se emplearon tres plataformas de fuerza para medir el contacto inicial con el suelo y el despegue de cada paso.
- *Tomas:* se realizaron 6 sesiones, de las cuales 3 fueron con el arnés y 3 sin arnés.
- *Análisis de datos:* se realizó a través de MATLAB, para su adquisición se utilizó un filtro Butterworth paso bajo con frecuencia de corte de 12 Hz.
- *Variables Calculadas:*
 - *Ángulos de la articulación:* fueron medidos en un plano sagital, en donde supuso una diferencia máxima aceptable entre los ángulos medidos y una desviación estándar de 5°, estos ángulos fueron medidos en las articulaciones del carpo, tarso, rodilla y cadera.

Ladha, C., O'Sullivan, J., Belshaw, Z., & Asher, L., GaitKeeper: un sistema para medir la marcha canina.

- *Pacientes:* 19 perros adultos sanos de distintas razas: cruces de Border Collie, Cavalier King Charles Spaniel, Cocker Spaniel, Corgi, Doberman, Irish Wolfhound, Jack Russel Terrier, Labrador, Lurcher (con varias mezclas de razas), Poodle, Rhodesian Ridgeback y Springer Spaniel.
- *Sensor:* se utilizaron cuatro IMUs marca Vetsens, con giroscopio y acelerómetro triaxial, con frecuencia de muestreo de 100Hz.
- *Ubicación:* uno en cada extremidad envueltos a través de un vendaje cohesivo. Los sensores se colocaron lateralmente en cada pierna de manera que el eje medial-lateral estuviera alineado.



Figura 3: posición de los sensores en los pacientes.

Fuente: Ladha et al., 2017.

- *Parámetros:* nombre, altura de la cruz y edad.
- *Espacio:* pista lineal de 15 m, también se utilizó una cámara de velocidad a 240 FPS, para verificar los puntos de contacto inicial y final durante la marcha.
- *Actividad o tipo de marcha:* la captura de datos se inició una vez los perros se acostumbraron al vendaje en sus patas, los perros hicieron seis vueltas, tres en sentido horario y tres en sentido antihorario. Se evaluaron dos patrones de marcha: caminata y trote
- *Tomas:* Tanto la predicción de pasos como la anotación de pasos se realizaron en las mismas sesiones de caminata para cada perro, lo que permitió una comparación uno a uno.
- *Análisis de datos:* el sistema de coordenadas se orientó de acuerdo a los ejes dorsal-ventral (DV), medial-lateral (ML) y antero-posterior (AP), se aseguró que el eje z positivo de los sensores se alinearan con el eje ML positivo. Los datos alineados y reorientados se analizaron pierna por pierna a través de una serie de operaciones que etiquetan automáticamente las características de la señal relacionadas con el punto en el que el pie dejó el suelo (contacto final, FC) y el punto en el que el pie golpeó el suelo (contacto inicial, IC).

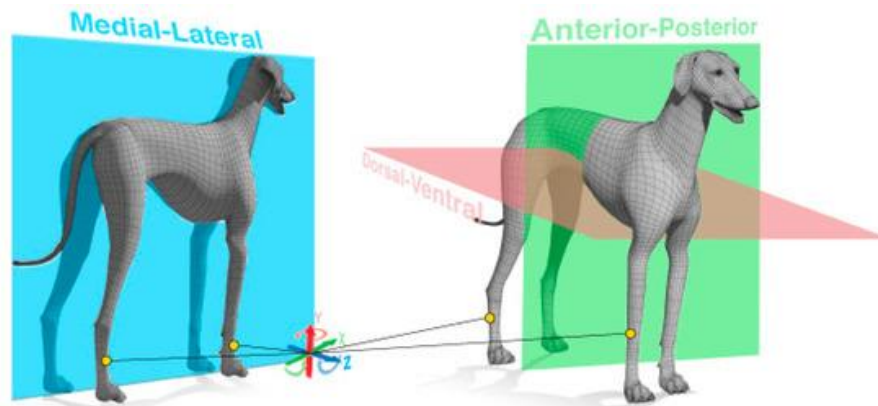


Figura 4. Sistema de coordenadas cartesiano a animal céntrico (Anterior = A, Posterior = P, Dorsal = D, Ventral = V, Medial = M, Lateral = L). La dirección de la flecha distingue el eje positivo. El mapeo final fue $+X = AP$, $+Y = DV$, $+Z = ML$.

Fuente: Ladha et al., 2017.

- *Variables calculadas:*

- *Contacto final (FC)*: punto en el que la extremidad deja el suelo, para su obtención la aceleración AP se descompuso utilizando un filtro de onda (sym4) de segundo orden, en donde los eventos de pico alto fueron detectados como FC.
- *Contacto inicial (IC)*: punto en el que la extremidad se apoya al suelo, para su obtención se integró la aceleración AP para obtener la velocidad. Este evento se encontró como un punto bajo que va antes del contacto final y en el giroscopio del eje mediolateral se emparejó como una depresión o valle en la señal.
- *Tiempo de oscilación o swing*: una vez detectadas las dos variables anteriores en la señal, fue posible calcular este tiempo, el cual se define como el periodo entre los eventos de FC e IC.
- *Tiempo de apoyo o postura*: se define como el periodo entre los eventos de IC y FC posteriores.
- *Tiempo de paso*: se define como la suma entre el tiempo de apoyo y el tiempo de oscilación.

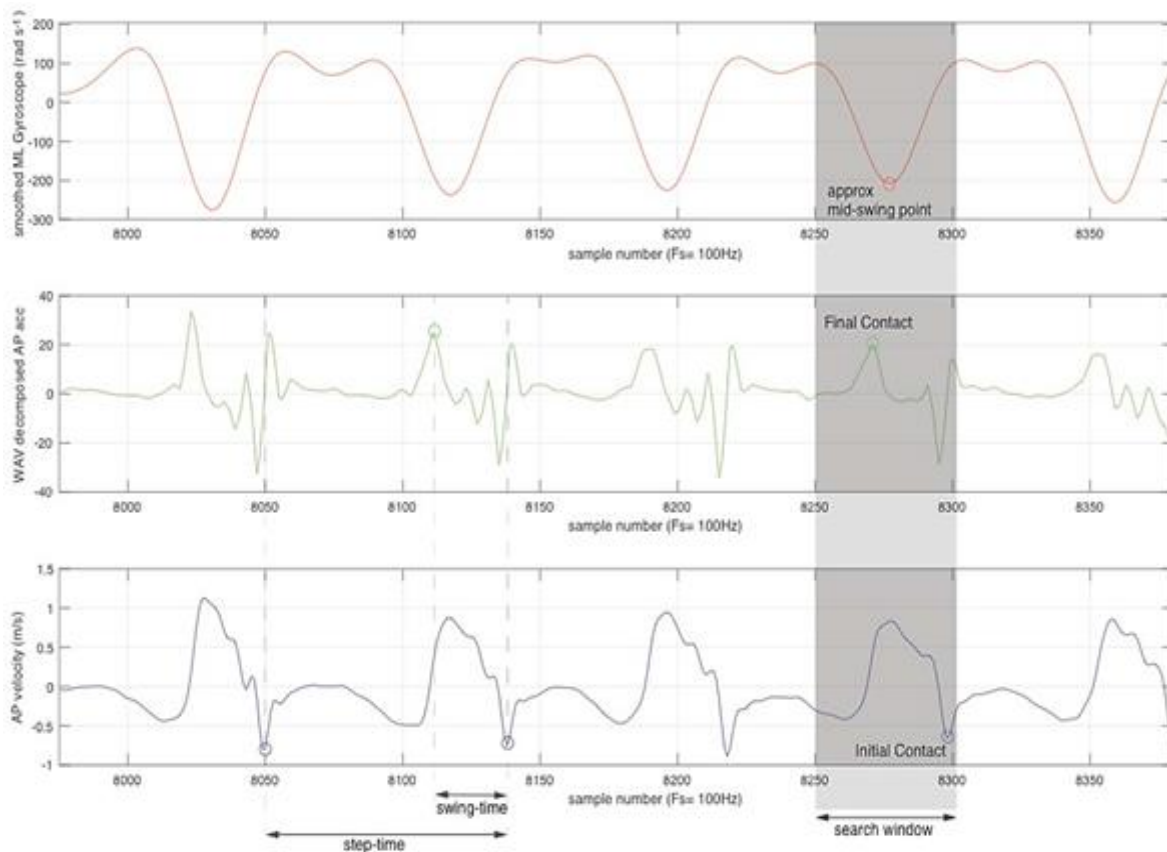


Figura 5. Trazos de señales transformadas y representación esquemática de cómo se detectan los eventos de FC e IC.

Fuente: Ladha et al., 2017.

M. Rhodin, A Bergh, P Gustås, C.B. Gómez Álvarez, Sistema basado en sensores de inercia para la detección de cojera en perros al trote con cojera inducida

- *Pacientes*: diez perros clínicamente sanos, de los cuales cinco eran labradores, uno era un Retriever de pelo liso, un Dálmata, un Pastor Australiano, un Lagotto Romagnolo y un Terrier Irlandés.

- *Sensor:* se usaron dos sensores inerciales desarrollados para la detección de cojera en caballos, cada uno con acelerómetros uniaxiales y un giroscopio uniaxial. Los datos entregados por estos sensores se muestrearon digitalmente a 200Hz.
- *Ubicación:* los acelerómetros se unieron a la cabeza sobre la línea media de la parte superior y la pelvis sobre la línea media de la apófisis espinosa de S2, el giroscopio se unió a la extremidad anterior distal derecha sobre la superficie dorsal de los metacarpos. Cada uno de ellos se unió a través de una envoltura elástica hecha a la medida y asegurada con cinta adhesiva de doble cara. También se colocó un sensor adicional en la misma posición en la extremidad anterior izquierda únicamente para evitar un peso desigual en las extremidades anteriores.

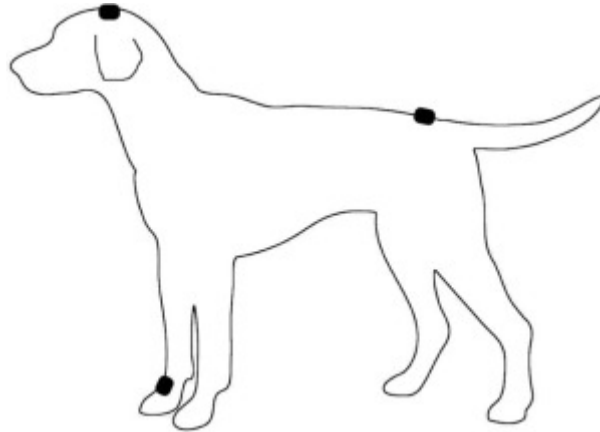


Figura 6. Ubicaciones de los sensores inerciales.

Fuente: Rhodin et al., 2017.

- *Parámetros:* edad (media: $5,1 \pm 1,2$ años), peso (media: $23,4 \pm 6,0$ kg) y la altura media a la cruz (media: $53,0 \pm 5,5$ cm).
- *Espacio:* los perros trotaron en un cinta de correr.
- *Actividad o tipo de marcha:* los perros trotaron a una velocidad de su preferencia, de la cual se obtuvo una media de $1,9 \pm 0,1$ m / s
- *Tomas:* duraron un total de 20 s, cada toma inició al momento en que los pacientes adoptaran un ritmo uniforme y mirando hacia el frente. Se evaluaron en estado normal y cuando se indujo a los dos tipos de cojera, la cual fue de dos grados en cada una de las extremidades de la paciente, lo que dio como resultado un total de ocho tomas de cojera inducida por perro, con un periodo de recuperación entre pruebas de 3 minutos.
- *Análisis de datos:* cada eje de los acelerómetros se alineó con la gravedad, es decir el eje positivo se ubicó hacia arriba y el giroscopio se utilizó para determinar el tiempo de las fases de zancada y la división de la zancada. Los datos se procesaron en el software de los sensores, el cual fue Lamenees Locator, Equinosis. En este software, se realizó el filtrado, la división del paso y la doble integración de la aceleración de la cabeza y la pelvis con el fin de calcular el desplazamiento vertical.
- *Variables calculadas:*
 - *División de zancada:* se lograron identificar las fases de postura en ambos lados y la fase de balanceo.
 - Máximos y mínimos locales (dos por paso), para cada una de estas variables se calculó la amplitud media y el signo, el cual fue negativo para una cojera y asimetría en la extremidad izquierda o positivo en la derecha:

- *Diferencia entre los dos desplazamientos de cabeza más bajos (HDmin) y entre los dos desplazamientos pélvicos más bajos (PDmin):* fueron calculados durante la fase de postura derecha e izquierda por zancada
- *Diferencias entre los dos desplazamientos de la cabeza más altos (HDmax) y entre los dos desplazamientos pélvicos más altos (PDmax):* fueron calculados durante la fase de swing por cada zancada.

Para estas variables un valor de cero indica una simetría perfecta. Los mecanismos compensatorios de la cojera se evaluaron cuantificando las asimetrías en el desplazamiento pélvico (PDmin, PDmax) para la cojera inducida de las extremidades anteriores y en el desplazamiento de la cabeza (HDmin, HDmax) para la cojera inducida de las extremidades posteriores .

Jenkins, G. J., Hakim, C. H., Yang, N. N., Yao, G., & Duan, D., Caracterización automática de los parámetros de zancada en caninos con un solo sensor de inercia portátil

- *Pacientes:* tres perros adultos de razas mixtas.
- *Sensor:* se construyó una IMU con componentes estándar, el cual consistió en un acelerómetro de seis grados que detecta una aceleración triaxial en un rango de $\pm 16 \text{ g}$ ($1 \text{ g} = 9,81 \text{ m/s}^2$) y un giroscopio que detecta una velocidad triaxial en un rango de $\pm 2000^\circ/\text{s}$. El sensor trabajó con una frecuencia de muestreo de 100Hz.
- *Ubicación:* la IMU fue colocada sobre la articulación del carpo de la extremidad anterior izquierda en sentido lateral por medio de una tira de vendaje cohesivo. El eje x positivo del dispositivo apuntó hacia adelante, es decir hacia el lado anterior del perro, del mismo modo, el eje y positivo apuntó hacia el lado dorsal del perro y el eje z positivo hacia la línea media o el lado medial del perro. Se ubicó otro sensor en la extremidad derecha del perro con el único fin de igualar la distribución del peso.

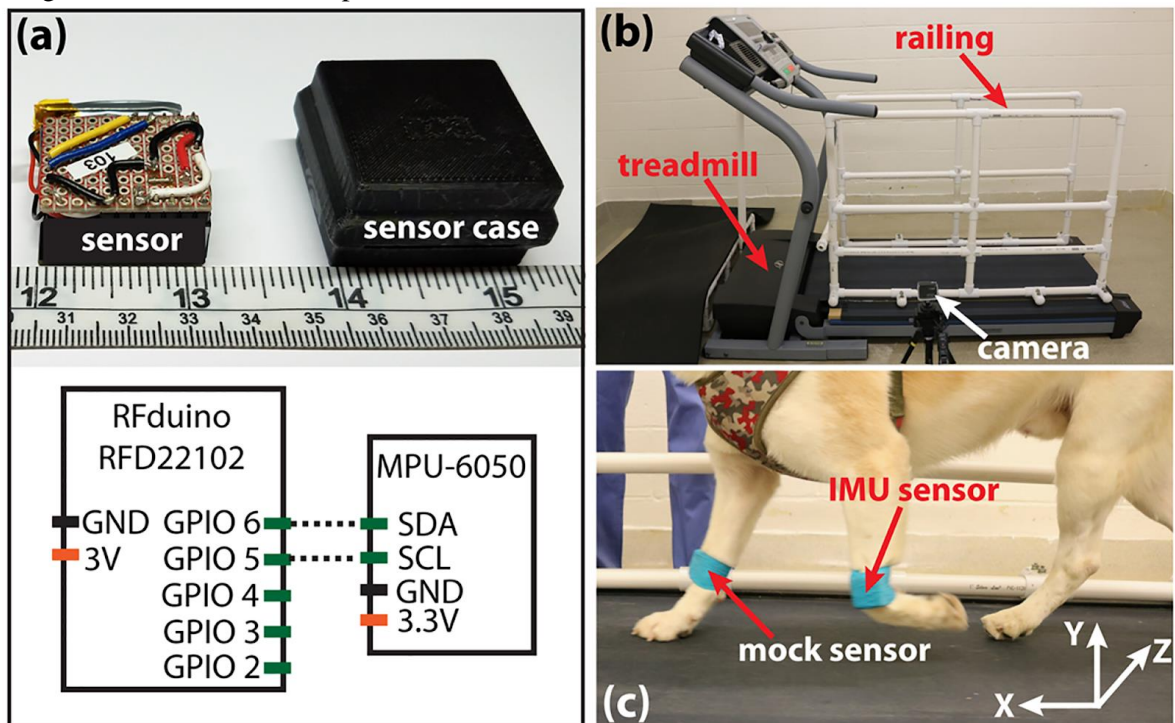


Figura 7. Posición del sensor y la orientación de los ejes.

Fuente: Jenkins et al., 2018.

- *Parámetros:* altura de la cruz y peso. El valor de la altura de la cruz se utilizó para calcular la velocidad que debían tener durante las tomas, proceso el cual ayudó a disminuir el efecto de la altura sobre los parámetros de la marcha.
- *Espacio:* se utilizó una cinta de correr con una barandilla en ambos lados de la cinta y el movimiento de los pacientes fue registrado con una cámara de video de 120fps.
- *Actividad o tipo de marcha:* se determinó un rango de seis velocidades normalizadas en la altura de la cruz (1,5, 2,0, 2,5, 3,0, 3,5 y 4,0 m/s) para cada uno de los perros. Por esta razón, durante el análisis de datos se clasificaron dos tipos de marcha: caminata o trote.
- *Tomas:* se realizaron seis tomas para cada una de las velocidades estimadas de manera ascendente, las cuales duraron alrededor de 60 segundos, con descansos entre de 3 a 5 min cada una de ellas.
- *Análisis de datos:* utilizando las grabaciones de video se marcaron los eventos en los que la pata entraba en fase de postura y de swing, también se calculó la duración de cada una de estas fases y la de la zancada.

Para el análisis de la señal del sensor se utilizó MATLAB y se contaron alrededor de 50 a 60 pasos para cada una de las velocidades, lo que dio un total de 1306 pasos de los cuales 47 fueron eliminados por interferencias externas. También se eliminaron pasos con irregularidades como que el perro mire alrededor, olfatea el suelo, salte, o se detenga momentáneamente.

Para distinguir los dos tipos de marcha, se clasificó como caminata a la marcha que incluía zancadas con predominio de tres miembros en el suelo a la vez y trote, a la marcha que incluía zancadas con extremidades emparejadas en diagonal en movimientos idénticos.

Durante el desarrollo del algoritmo, se definió una ventana de búsqueda, que se basó en la frecuencia de zancada, y ayudó a disminuir las posibilidades de que un evento de paso anterior o siguiente interfiriera con el algoritmo que identifica el paso actual.

- *Variables calculadas:*
 - Paso: se utilizó como marcador de esta variable a la señal de la velocidad angular entregada por el giroscopio en el eje z, ya que fue la que mostró más resultados estables. Esta señal representó el movimiento giratorio primario de la extremidad anterior y apareció como un pico amplio y dramático (balanceándose hacia adelante) seguido de un perfil negativo más pequeño (tocando el suelo). Por esta razón, se utilizó la función ‘findpeaks’ del software, la cual permitió identificar los picos en la señal que marcaban la fase de *balanceo y postura*.

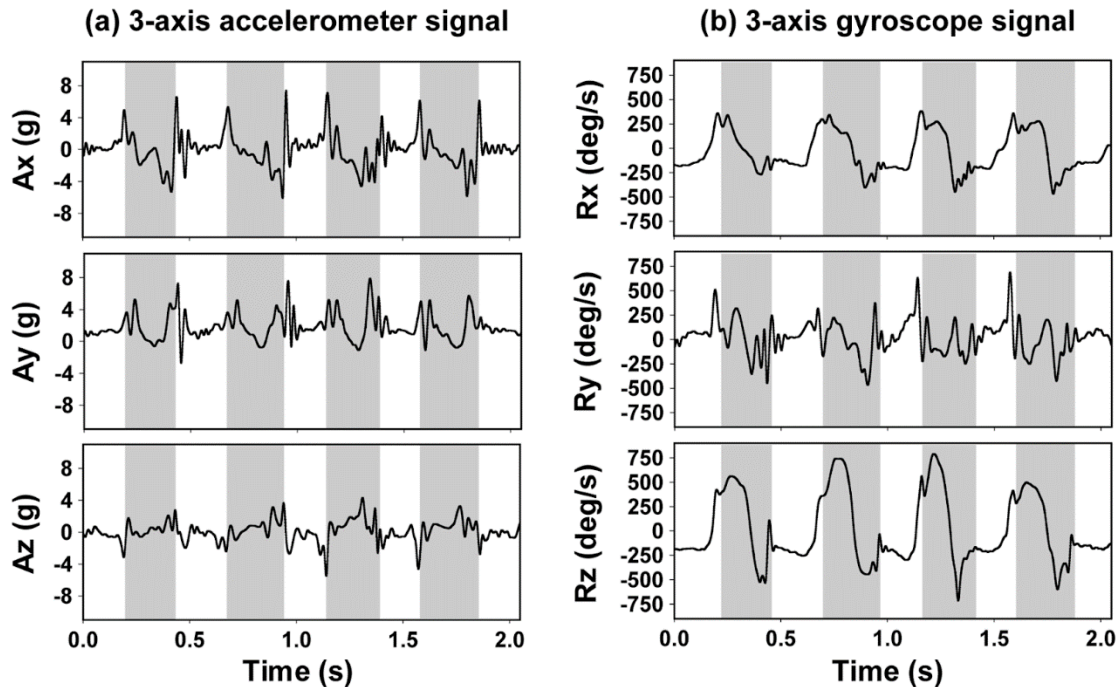


Figura 8. Trazado representativo del sensor. (a) Lecturas del acelerómetro. (b) Lecturas del giroscopio. Las regiones sombreadas indican la fase de oscilación de la extremidad.

Fuente: Jenkins et al., 2018.

- *Fase de balanceo o swing*: el inicio de esta fase coincidió con un pico en la señal de aceleración del eje x (A_x). Por lo tanto, se utilizó un máximo agudo en la señal A_x para definir su inicio. Esta característica fue muy consistente y fácil de obtener para todos los pasos.
- *Fase de postura*: el inicio de esta fase ocurrió inmediatamente antes de un pico importante en A_x (la primera derivada de A_x). Este evento fue más complicado de precisar, desde el momento en que la señal R_z cruza la velocidad de rotación cero, ocurre un cambio de signo lo que indica un cambio de adelante hacia atrás en la rotación de la extremidad. En este momento el algoritmo comienza a calcular el punto más bajo, el cual coincide al mismo tiempo con un pico en la señal de A_x y A_x' , este último pico debe ser mayor que un umbral basado en la línea base de la señal, si no se utilizará el pico más grande, una vez detectado este pico, el algoritmo se mueve al mínimo en A_x' que está antes del pico calculado, el cual marcaría el inicio del toque del dedo del pie con el suelo.

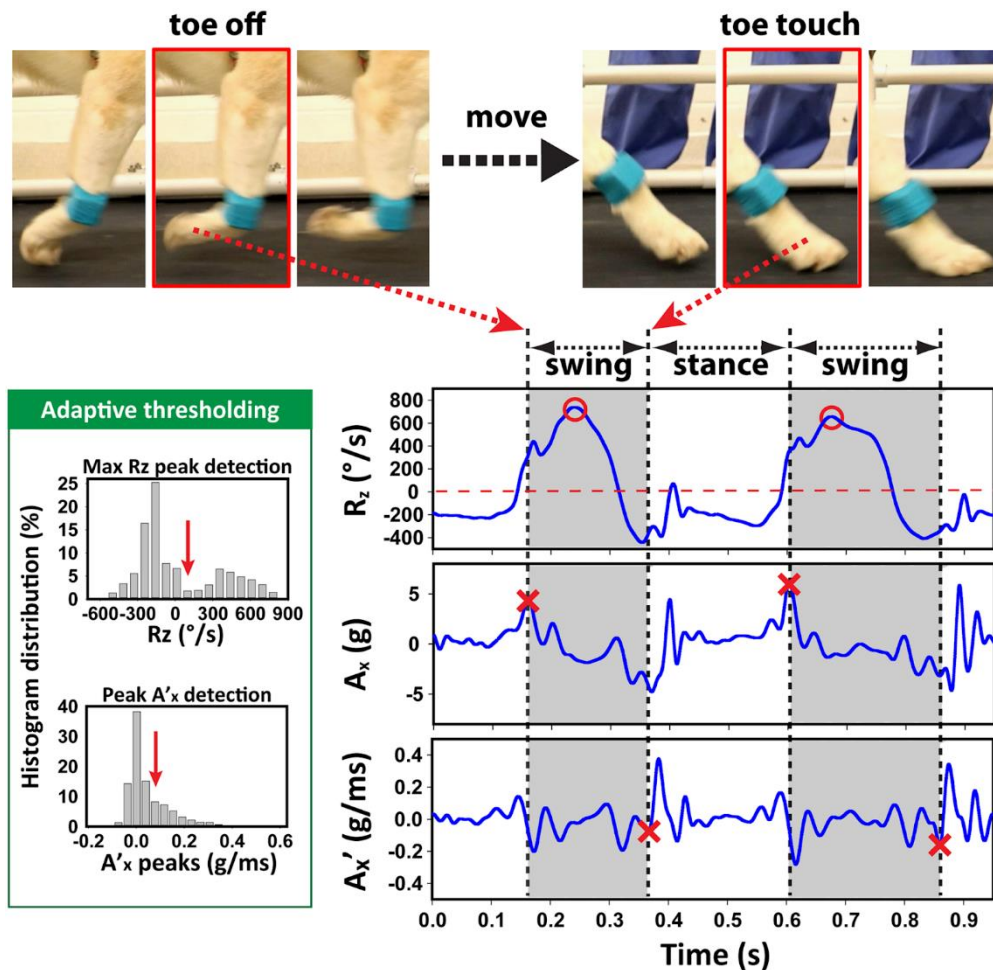


Figura 9. Método para detectar el inicio y el final de la oscilación. Los círculos indican el pico R_z . Los símbolos de "cruz" indican el inicio del swing y la postura, respectivamente. Los gráficos representan la distribución del histograma de picos en R_z y A'_x para establecer umbrales de detección lejos de la línea base de la señal.

Fuente: Jenkins et al., 2018.

Hayati, H., Mahdavi, F., & Eager, D., Análisis de las características de la marcha canina ágil mediante acelerometría

- *Pacientes:* 31 perros galgos
- *Sensor:* se usó una sola unidad de medición inercial equipada con un acelerómetro triaxial y con una frecuencia de muestreo de 100Hz.
- *Ubicación:* el sensor fue ubicado en un bolsillo ubicado en la parte superior de la cruz del galgo.
- *Parámetros:* los perros debían ser competidores de este tipo de carreras, también se realizó una inspección en las huellas de las patas con la ayuda de un teodolito.
- *Espacio:* se hicieron tomas en 5 pistas de carrera diferentes, se usaron dos cámaras una de 50fps que captó el video de toda la carrera y otra de 500fps que capturó al menos dos zancadas completas del galgo con mayor resolución.

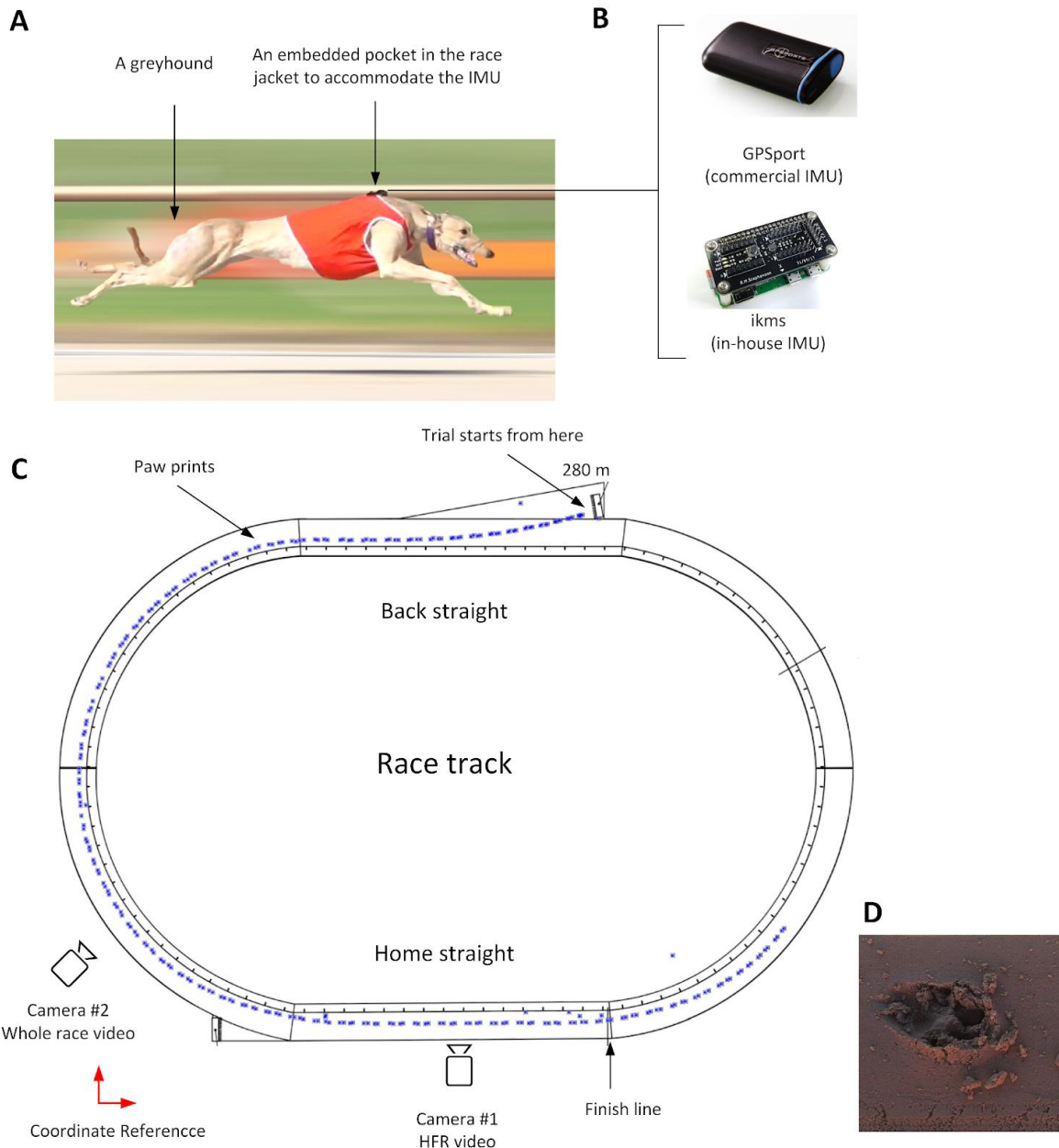


Figura 10. (A) Un galgo galopando en la sección recta de una pista con superficie de arena y vistiendo la chaqueta modificada con el bolsillo de la Unidad de Medición Inercial (IMU). (B) La IMU comercial (GPSports / SPI Pro X) y la interna (que se muestra aquí sin su cubierta protectora). Fuente: Hayati et al., 2019.

- *Actividad o tipo de marcha:* se realizaron dos experimentos en los que fue evaluado el galope de los caninos. El primer experimento tuvo como objetivo igualar las señales de la IMU, es decir, la aceleración lineal en la dirección anterior-posterior y dorsal-ventral con cada golpe de la extremidad. El experimento 2 se realizó con el fin de examinar si diferentes secciones de la pista y los tipos de superficies afectan la dinámica del galope
- *Tomas:* cada perro recorrió una de las pistas a manera de competición, por lo que solo hubo una sesión de prueba por perro.

- *Análisis de datos:* se aplicó un análisis en frecuencia a la señal, utilizando la transformada rápida de Fourier, también se aplicó un análisis por medio de la transformada de Wavelet con el fin de detectar cambios abruptos en la señales, que puedan indicar ubicaciones peligrosas en las pistas de carreras. Estos análisis se realizaron en las aceleraciones anteroposterior y dorsoventral para todas las pistas de carreras.
- *Variables calculadas:*
 - *Frecuencia de la zancada:* se aplicó un análisis espectral con la transformada de Fourier a las señales de aceleración, que ayudarían a determinar los principales armónicos de la locomoción que contiene información sobre esta variable. Esta transformada se aplicó a las aceleraciones dorsoventrales.
 - *Tiempo de paso:* se midió para cada una de las extremidades durante el galope giratorio, el cual consistió en un paso de cuatro tiempos con dos fases de vuelo, el patrón de impactos de las extremidades en este tipo de marcha es rotatorio, es decir delantera izquierda (LF), pata delantera derecha (RF), fase de vuelo comprimido (CFL), pata trasera derecha (RH), pata trasera izquierda (LH)) y fase de vuelo extendida (EFL). Esta variable se utilizó para hacer coincidir las señales de aceleración con los "eventos de marcha" relevantes del galope rotatorio.

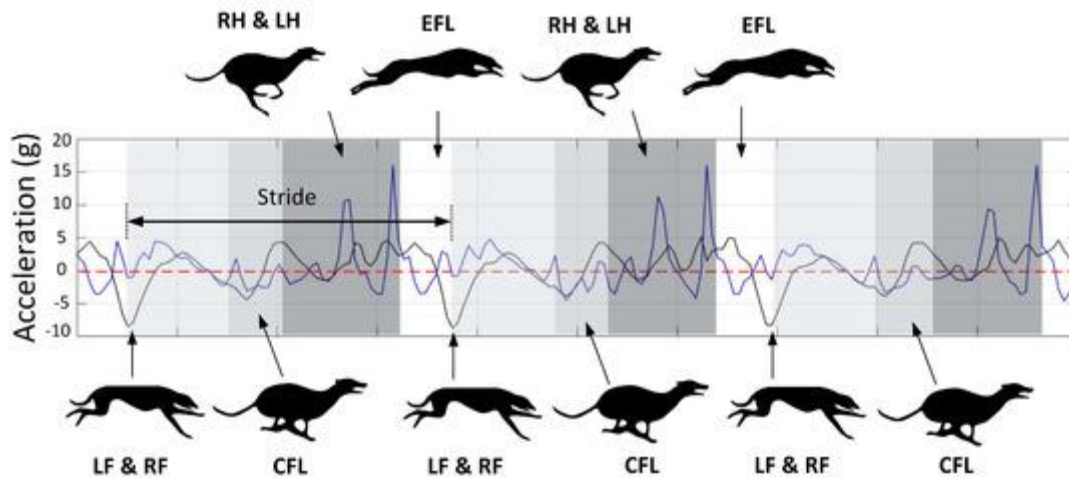


Figura 11. Aceleración hacia adelante (trazo negro) y vertical (trazo azul) frente al tiempo de tres pasos consecutivos de un galgo y los eventos de marcha correspondientes.

Fuente: Hayati et al., 2019.

Anexo 2: Protocolo para análisis de marcha en caninos

A continuación, se presenta una descripción de manera detallada del protocolo que se debe tener en cuenta para el análisis de marcha en caninos utilizando unidades de medición inercial. En este documento se describen todas las directrices que se deben tener en cuenta para la evaluación de la marcha, relacionadas al tipo de población, actividad y características del espacio.

Se utilizarán 20 perros de diferentes razas con un mínimo de 15 kilos y máximo de 25 kilos vivos que presenten alteraciones en la marcha y anamnesis de presencia de la alteración articular relacionado a displasia coxofemoral que lleguen a la clínica de pequeños animales de la Universidad Cooperativa de Colombia de la ciudad de Bucaramanga. Los animales serán divididos en dos grupos: Grupo Control, constituido por 10 animales sanos sin alteraciones articulares; y grupo de 10 animales con diagnóstico de Displasia coxofemoral. Como parámetros, se tomará en cuenta la edad, el peso, la altura de la cruz y longitud de los huesos de las extremidades pélvicas: tibia y femur. Todos los pacientes serán sometidos a evaluación clínica ortopédica para evaluar la inestabilidad articular, prueba de Ortolani, además de alteración de la marcha, presencia de dolor y claudicación como manifestación clínica de displasia coxofemoral. Adicionalmente serán realizadas evaluaciones radiográficas en vistas ventro-dorsal de la articulación coxofemoral y determinación del Angulo de Norberg. Serán descritas alteraciones relacionadas a inestabilidad articular o presencia de alteraciones osteoartróticas y clasificación del grado de displasia. Para el grupo control, también se confirmará mediante el examen ortopédico y evaluación de imagenología, garantizando la integridad de la articulación coxofemoral en los animales del grupo control.

Para la evaluación de la marcha será preparada una pista de 6 metros de largo por 50 cm ancho. Cada paciente caminará a su propio ritmo. Será calculada la velocidad de marcha, tiempo del paso, longitud del paso y ángulos en estación y movimiento de la art. coxofemoral, art. Femoro-tibio-patelar y art. metatarsiana para lo que se ubicará un sensor inercial en cada una de las articulaciones mencionadas. Inicialmente los animales serán paseados por la pista sin instrumentos realizarán seis vueltas, tres en sentido horario y tres en sentido antihorario. La caminata será grabada en video. Posteriormente, serán ubicados cada uno de los sensores en las articulaciones de los miembros posteriores. Se evaluarán tres pasadas o ciclos de marcha válidos por cada miembro uno de los miembros pélvicos. Se realizaron los cálculos para la media de los valores de los tres ciclos de marcha por miembro para realizar los análisis mencionados en el presente proyecto.

Anexo 3: Lenguajes de Programación

En la siguiente tabla se presenta un cuadro comparativo con las ventajas y desventajas de cada lenguaje de programación, con el fin de poder elegir el más adecuado para el desarrollo del software.

LENGUAJE DE PROGRAMACIÓN	VENTAJAS	DESVENTAJAS	ENTORNOS DE DESARROLLO
C	<ul style="list-style-type: none"> • Tiene un conjunto completo de instrucción de control. • Es rápido y eficiente. 	<ul style="list-style-type: none"> • No es ideal para la creación de aplicaciones. • Posee una sintaxis compleja. 	<ul style="list-style-type: none"> • Code Blocks, Eclipse, IDE.
C++	<ul style="list-style-type: none"> • Es ideal para la creación de sistemas complejos. 	<ul style="list-style-type: none"> • Visualmente no es atractivo por lo que no se aconseja para la creación de páginas web o programas que requieran. • Su uso es más complicado en comparación a otros lenguajes. 	<ul style="list-style-type: none"> • Sirve para todos los sistemas operativos pero bajo la propia versión que cada uno posea.
PYTHON	<ul style="list-style-type: none"> • Ideal para crear todo tipo de programas, sitios web. • De todos los demás lenguajes, este es el más fácil de aprender. • Útil para proyectos de gran y 	<ul style="list-style-type: none"> • Más lento que otros lenguajes. Los conocimientos de Python no se trasladan bien a otros sistemas. 	<ul style="list-style-type: none"> • Pycharm, Spyder, Visual Studio Code, entre otros.

	pequeña escala.		
JAVA	<ul style="list-style-type: none"> • Ideal para la realización de aplicativos. • Sirve para todos los sistemas operativos. 	<ul style="list-style-type: none"> • Tiene un rendimiento algo lento. Por lo que debe actualizarse constantemente. • No es el lenguaje adecuado para las personas que están iniciando a programar. 	<ul style="list-style-type: none"> • Algunos de los sistemas operativos más destacados en los que funciona la aplicación: Unix, Linux, Solaris, Windows, mac.