

GENERACIÓN DE PARÁMETROS DE LA MARCHA HUMANA MEDIANTE
SENSORES INERCIALES PARA UNA EVALUACIÓN OBJETIVA

LAURA MARÍA CASTRO ORTEGA

UNIVERSIDAD DEL VALLE
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
SANTIAGO DE CALI
2025

GENERACIÓN DE PARÁMETROS DE LA MARCHA HUMANA MEDIANTE
SENSORES INERCIALES PARA UNA EVALUACIÓN OBJETIVA

LAURA MARÍA CASTRO ORTEGA

Trabajo de grado para optar por el título de Ingeniera Electrónica

Directores

José Miguel Ramírez Scarpetta, PH.D.
Dr.-Ing. Esteban Emilio Rosero García

Asesor

Andrés Fernando Restrepo Álvarez, Ing.

UNIVERSIDAD DEL VALLE
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA
SANTIAGO DE CALI
2025

Nota de aceptación:

Firma del director del trabajo

Firma del evaluador

Firma del evaluador

Santiago de Cali, 13 de junio del 2025.

DEDICATORIA

A mis padres, por ser el origen de todo. Gracias por inculcarme desde niña el amor por las ciencias exactas y por mostrarme, con su ejemplo como ingenieros, que la dedicación, el conocimiento y la pasión abren caminos. Su guía constante me llevó hasta aquí.

A Sofía, mi mejor amiga, por ser mi apoyo a pesar de la distancia. Tus palabras, tu apoyo técnico y emocional, y esa forma de recordarme que soy capaz, fueron esenciales en cada momento en que pensé en rendirme.

A Maximiliano, mi fiel compañero de estudio, que sin importar la hora siempre estuvo a mi lado. Verte trasnochar conmigo, aunque en silencio, fue más motivador de lo que cualquiera podría imaginar.

A Mathias, que llegó a mi vida en la etapa más desafiante de la carrera y se convirtió en mi complemento en todos los sentidos. Gracias por ayudarme a unir conocimientos, por tu apoyo incondicional y por motivarme con tu amor a seguir adelante.

Y a Luisa, mi hermana menor, porque saber que soy su ejemplo me inspira cada día a ser mejor. Pensar en ella me recuerda que este logro también es una forma de mostrarle que los sueños, con esfuerzo y amor, sí se cumplen.

AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas e instituciones que hicieron posible el desarrollo de este trabajo de grado y que han sido parte fundamental de mi formación como ingeniera electrónica.

A mi familia, por su amor incondicional, su apoyo constante y por creer en mí incluso en los momentos más difíciles. Gracias por ser mi base, mi fuerza y mi mayor motivación.

A mis directores de trabajo de grado, José Miguel Ramírez Scarpetta, Ph.D., y Dr.-Ing. Esteban Rosero, por su orientación, compromiso y acompañamiento académico durante todo el proceso. Su experiencia y guía fueron clave para estructurar este trabajo con solidez técnica y rigurosidad científica.

A mi asesor, el ingeniero Andrés Fernando Restrepo Álvarez, por su disposición, seguimiento constante y apoyo metodológico. Su conocimiento práctico y académico fue esencial para afrontar los retos del desarrollo experimental y de procesamiento de datos.

A la Universidad del Valle, especialmente a la Facultad de Ingeniería y la Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, por brindarme una formación integral y por el acceso a los espacios y recursos necesarios para desarrollar este trabajo.

Al Servicio Nacional de Aprendizaje – SENA, por proporcionar recursos tecnológicos y espacios de trabajo fundamentales para la implementación y validación del sistema propuesto.

A mis compañeros de carrera, por su colaboración constante, por compartir este camino académico y, sobre todo, por el apoyo moral que nos dimos mutuamente para no rendirnos y llegar hasta aquí.

Y a todos los profesores que me acompañaron a lo largo de este proceso, gracias por compartir su conocimiento con vocación, por inspirarme y por contribuir a mi crecimiento profesional.

A todos ustedes, gracias.

CONTENIDO

	pág.
1. INTRODUCCIÓN	19
1.1 JUSTIFICACIÓN	19
1.2 OBJETIVOS	20
1.3 DESCRIPCIÓN DEL DOCUMENTO	21
2. MARCO REFERENCIAL	23
2.1 LA MARCHA HUMANA	23
2.1.1 Ciclo de marcha.	23
2.1.1.1 Parámetros de la marcha.	24
2.1.1.1.1 Parámetros espaciotemporales.	25
2.1.1.1.2 Parámetros cinemáticos.	28
2.2 SENSORES INERCIALES (IMUS)	29
2.2.1 Uso de sensores inerciales en la evaluación de la marcha.	30
2.3 ESTADO DEL ARTE DE LA TECNOLOGÍA	31
2.3.1 Sistemas de sensores portátiles.	31
2.3.1.1 Sensores Inerciales.	32
2.3.1.2 Sensores de presión y fuerza.	34
2.3.1.3 Sensores inerciales y de fuerza.	35
2.3.2 Sistemas de sensores no portátiles.	35
2.3.2.1 Captura de movimiento basados en cámaras.	36
2.3.2.2 Electromiografía.	36
2.3.3 Sistemas híbridos basados en sensores WS y NWS.	37
2.4 CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO	38

3. REDISEÑO DE LA SOLUCIÓN.....	39
3.1 REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA	39
3.1.1 Requerimientos de sujeción y ergonomía.	39
3.1.2 Requerimientos de precisión.	40
3.1.3 Requerimientos funcionales y operativos	40
3.1.4 Requerimientos de comunicación.	41
3.1.5 Requerimientos de medición de parámetros espaciotemporales.	41
3.2 VALORACIÓN DE LA TECNOLOGÍA EXISTENTE	41
3.2.1 Composición física de la tecnología.	42
3.2.1.1 Sensor inercial.....	42
3.2.1.2 Comunicación inalámbrica.	42
3.2.1.3 Componentes adicionales.	43
3.2.2 Pruebas de funcionamiento.....	43
3.2.2.1 Pruebas de las IMU.	43
3.2.2.2 Prueba de transceptores RF.	48
3.2.2.3 Pruebas adicionales.	48
3.3 IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA MULTISENSOR.....	49
3.3.1 Arquitectura de la solución del sistema multisensor.	49
3.3.1.1 Posicionamiento de los sensores en el cuerpo.	50
3.3.2 Adquisición de datos de orientación.	51
3.3.3 Formato de los datos del sistema multisensor.	51
3.3.4 Frecuencia de adquisición.....	53
3.3.5 Protocolo de comunicación del sistema multisensor.	53
3.3.6 Arquitectura de la red.	54

3.3.7 Funcionamiento de la red de comunicación.	55
3.4 IMPLEMENTACIÓN OPTIMIZADA CON UNA IMU	57
3.4.1 Justificación técnica del uso de una única IMU.	57
3.4.2 Arquitectura de la implementación optimizada con una IMU.	57
3.4.3 Formato de los datos del sistema optimizado con una IMU.	58
3.5 REESTRUCTURACIÓN DEL SISTEMA DE SUJECCIÓN	60
3.5.1 Diseño original.	60
3.5.1.1 Identificación de problemas.	61
3.5.2 Nuevas soluciones implementadas.	61
3.6 CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO	63
4. PROCESAMIENTO Y GESTIÓN DE DATOS	64
4.1 FUNDAMENTOS MATEMÁTICOS Y REPRESENTACIÓN DE ORIENTACIÓN	64
4.1.1 Introducción a los cuaterniones.	64
4.1.1.1 Operaciones entre cuaterniones.	64
4.1.2 Uso de cuaterniones en la representación de orientación.	65
4.2 PROCESAMIENTO DE DATOS INERCIALES	66
4.2.1 Transformación de señales recibidas.	66
4.2.2 Transformación de la aceleración al marco global.	67
4.2.3 Significado físico de los ejes de aceleración en la marcha.	68
4.2.4 Aplicación de filtros.	69
4.2.5 Detección de eventos en la marcha.	70
4.2.5.1 Detección de Heel-Strike.	70
4.2.5.2 Detección de Toe-Off.	71
4.2.5.3 Asignación de pierna por simetría.	71

4.3 CÁLCULO DE PARÁMETROS ESPACIOTEMPORALES DE LA MARCHA	73
4.3.1 Cálculo de parámetros temporales basados en eventos HS y TO.	73
4.3.2 Parámetros espaciales.	75
4.3.3 Cálculo de simetría y asimetría de la marcha.	75
4.4 INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO	76
4.4.1 Descripción de la interfaz.	76
4.4.2 Interacción con el usuario.	79
4.4.3 Almacenamiento de datos.	80
4.4.4 Generación de informes de prueba de marcha.	80
4.5 NOMBRE TÉCNICO DEL SISTEMA: COLIBRÍ.....	81
4.6 CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO	81
5. VALIDACIÓN.....	82
5.1 VALIDACIÓN FUNCIONAL DEL SISTEMA MULTISENSOR.....	82
5.2 PROTOCOLO DE PRUEBAS DEL SISTEMA OPTIMIZADO.....	83
5.2.1 Descripción del procedimiento.	83
5.2.2 Escenario de medición.	84
5.2.3 Consentimiento informado.....	85
5.3 VALIDACIÓN DIRECTA MEDIANTE ANÁLISIS DE VIDEO CON KINOVEA.....	85
5.3.1 Metodología de validación directa.	85
5.3.2 Resultados individuales por sujeto.	87
5.3.3 Discusión de resultados.	89
6. CONCLUSIONES.....	91
7. RECOMENDACIONES	93
BIBLIOGRAFIA	94

ANEXOS	100
ANEXO A. Esquemático de los módulos de medición inercial	100
ANEXO B. Consentimiento informado.....	101
ANEXO C. Informe de prueba de marcha	102

LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1. Parámetros de la marcha	25
Tabla 2. Parámetros espaciotemporales de la marcha en adultos jóvenes y maduros sanos de 20 a 60 años de Cali	27
Tabla 3. Rangos de medición del sensor BNO085.....	42
Tabla 4. Características de los módulos de comunicación inalámbrica	42
Tabla 5. Resumen estadístico de los valores de orientación del cuaternión para los 7 módulos.....	44
Tabla 6. Pruebas de consistencia de rotaciones	45
Tabla 7. Valores de aceleración esperados	46
Tabla 8. Pruebas de conexión con transductores RF.....	48
Tabla 9. Estructura de envío de datos escalados en el sistema multisensor	52
Tabla 10. Estructura de envío de datos escalados del sistema optimizado	60
Tabla 11. Cálculo de parámetros espaciotemporales de la marcha a partir de Hs y TO74	
Tabla 12. Estructura de almacenamiento de datos de prueba de marcha	80
Tabla 13. Resultados de comunicación del sistema multisensor	82
Tabla 14. Características de los participantes.....	87
Tabla 15. Resultados de la validación directa mediante video – Sujeto 1	87
Tabla 16. Resultados de la validación directa mediante video – Sujeto 2.....	88
Tabla 17. Resultados de la validación directa mediante video – Sujeto 3.....	89

LISTA DE ILUSTRACIONES

	pág.
Ilustración 1. Ciclo de la marcha normal	24
Ilustración 2. Planos y ejes de referencia en análisis del movimiento	28
Ilustración 3. Movimientos del miembro inferior en el plano sagital.....	29
Ilustración 4. Ejes del acelerómetro, giroscopio y magnetómetro	30
Ilustración 5. Mapas de calor pruebas de acelerómetro	46
Ilustración 6. Pruebas de giroscopios.....	47
Ilustración 7. Composición de los módulos de medición inercial.....	50
Ilustración 8. Ubicación del sistema multisensor en el cuerpo humano	50
Ilustración 9. Datos del vector orientación.....	51
Ilustración 10. Esquema general de la comunicación del sistema	54
Ilustración 11. Topología de red tipo árbol Red Network.....	55
Ilustración 12. Diagrama de flujo módulos	56
Ilustración 13. Ubicación de la IMU en el sistema optimizado.....	58
Ilustración 14. Datos del vector aceleración	59
Ilustración 15. Datos de velocidad angular.....	59
Ilustración 16. Sistema de sujeción original	61
Ilustración 17. Diseño de nuevo sistema de sujeción.....	62
Ilustración 18. Soporte de batería integrado en la tapa del módulo	62
Ilustración 19. Diagrama de flujo del procesamiento de señales.....	66
Ilustración 20. Aceleraciones en bruto de una prueba de marcha.....	67
Ilustración 21. Aceleraciones rotadas al marco global	68
Ilustración 22. Filtrado en el eje Y	69
Ilustración 23. Simetría de la marcha	72
Ilustración 24. Detección de Heel Strike y Toe Off por simetría	73
Ilustración 25. HMI ingreso de datos del paciente.....	77
Ilustración 26. HMI adquisición de datos de prueba de marcha	78
Ilustración 27. HMI resultados y generación de reportes	78

Ilustración 28. Diagrama de estados de la HMI.....	79
Ilustración 29. Protocolo de prueba de marcha	84
Ilustración 30. Plataforma de análisis de movimiento Kinovea.....	86
Ilustración 31. Esquemático de los sensores de las articulaciones	100
Ilustración 32. Esquemático del sensor de la espalda.....	100
Ilustración 33. Consentimiento informado	101
Ilustración 34. Informe de marcha generado por la aplicación	102

LISTA DE ANEXOS

	pág.
ANEXO A. Esquemático de los módulos de medición inercial	100
ANEXO B. Consentimiento informado.....	101
ANEXO C. Informe de prueba de marcha	102

GLOSARIO

CADENCIA: número de pasos por minuto que da una persona durante la marcha.

CENTRO DE GRAVEDAD: punto imaginario donde se concentra la masa del cuerpo, crucial para el equilibrio y el movimiento.

CICLO DE MARCHA: secuencia de movimientos que realiza la extremidad inferior que incluye las fases de apoyo y oscilación durante la marcha. Es el periodo que hay entre el primer contacto del pie con el suelo hasta el siguiente contacto inicial del mismo pie.

CUATERNION: estructura matemática de cuatro componentes utilizada para representar rotaciones tridimensionales.

EVALUACIÓN OBJETIVA: método de análisis basado en mediciones cuantificables.

FASE DE APOYO: etapa del ciclo de marcha en la que el pie está en contacto con el piso.

FASE DE OSCILACIÓN O BALANCEO: etapa del ciclo de marcha en la que el pie está en el aire y en movimiento hacia adelante para comenzar otro paso.

HEEL STRIKE: evento dentro del ciclo de marcha que ocurre cuando el talón hace el primer contacto con el suelo, iniciando la fase de apoyo.

HMI (INTERFAZ HOMBRE-MÁQUINA): entorno gráfico que permite la interacción entre el usuario y el dispositivo de medición.

IMU (UNIDAD DE MEDICIÓN INERICIAL): dispositivo electrónico compuesto por acelerómetro, giroscopio y magnetómetro utilizado para medir la aceleración, orientación y velocidad angular.

LONGITUD DE PASO: distancia entre el punto de primer contacto de un pie y del pie contrario durante la marcha.

LONGITUD DE ZANADA: distancia entre dos contactos consecutivos del mismo pie durante la marcha.

POSTURA BÍPEDA: postura corporal donde una persona se encuentra de pie apoyando el peso del cuerpo sobre ambos pies.

SIMETRÍA DE MARCHA: grado de similitud entre los parámetros de marcha entre ambas extremidades inferiores.

TOE OFF: evento del ciclo de marcha que ocurre cuando el pie se despegas del suelo iniciando la fase de oscilación.

TREN INFERIOR: parte inferior del cuerpo humano de la pelvis hacia abajo, incluye caderas, piernas, rodillas, tobillos y pies.

VELOCIDAD DE MARCHA PROMEDIO: es la velocidad a la que una persona camina expresada en m/s, es la relación entre el desplazamiento recorrido y el tiempo efectivo de marcha.

RESUMEN

Este documento presenta el diseño y desarrollo de un sistema portátil orientado a la evaluación de parámetros espaciotemporales de la marcha humana mediante el uso de sensores inerciales (IMUs). El desarrollo parte de la importancia clínica del análisis de la marcha y de la necesidad de contar con herramientas accesibles para su evaluación objetiva en contextos con restricciones económicas.

Para su diseño, se consideran los fundamentos médicos y biomecánicos de la marcha humana, el uso de sensores inerciales, y un estado del arte sobre tecnologías disponibles, diferenciando entre sistemas portátiles, no portátiles y enfoques híbridos. Se abordan los requerimientos ergonómicos, de precisión y de comunicación, y se describen las mejoras implementadas en el hardware, el proceso de adquisición de datos y la estructura del protocolo inalámbrico. A partir de esto, se rediseña una solución basada en un sistema multisensor previamente desarrollado en la Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica de la Universidad del Valle, el cual empleaba múltiples IMUs distribuidas en el cuerpo para el análisis cinemático de la marcha. Se justifica su optimización hacia una arquitectura que utiliza una única IMU ubicada en la zona lumbar, enfocada en la estimación de parámetros espaciotemporales relevantes.

El sistema desarrollado emplea una unidad de medición inercial con capacidad de registrar orientación, aceleración lineal y velocidad angular, y transmite los datos de forma inalámbrica hacia una interfaz gráfica diseñada para el procesamiento de señales y la visualización de resultados. En el entorno MATLAB, se implementa un conjunto de algoritmos que permiten la rotación al marco global, el filtrado de señales, la detección de eventos de marcha, la asignación de pierna por simetría, y el cálculo de parámetros espaciotemporales como duración de zancada, fase de apoyo y oscilación, cadencia, velocidad, duración y longitud de paso y zancada. Todo este análisis se desarrolla en función del ciclo de marcha, como unidad base para la segmentación y caracterización del patrón de movimiento. También se incluye la visualización de resultados y la generación de reportes en formato PDF.

Para la validación del sistema, se realizan pruebas directas mediante el análisis de videos procesados con el software Kinovea, utilizando tres sujetos diferentes, lo que permite contrastar visualmente los eventos de marcha detectados. Esta validación arroja un error promedio inferior al 2 %.

Palabras clave: marcha humana, sensores inerciales, ciclo de marcha, parámetros espaciotemporales, análisis de marcha, procesamiento de señales, evaluación objetiva.

SUMMARY

This paper presents the design and development of a portable system aimed at the evaluation of spatiotemporal parameters of human gait through the use of inertial sensors (IMUs). The development is based on the clinical importance of gait analysis and the need to have accessible tools for its objective assessment in contexts with economic restrictions.

For its design, the medical and biomechanical foundations of human gait, the use of inertial sensors, and a state-of-the-art on available technologies are considered, differentiating between portable, non-portable systems and hybrid approaches. Ergonomic, precision, and communication requirements are addressed, and improvements made to the hardware, data acquisition process, and wireless protocol structure are described. Based on this, a solution based on a multisensor system previously developed at the School of Electrical and Electronic Engineering of the Universidad del Valle is redesigned, which used multiple IMUs distributed in the body for the kinematic analysis of gait. Its optimization is justified towards an architecture that uses a single IMU located in the lumbar area, focused on the estimation of relevant spatiotemporal parameters.

The developed system uses an inertial measurement unit capable of recording orientation, linear acceleration and angular velocity, and transmits the data wirelessly to a graphical interface designed for signal processing and visualization of results. In the MATLAB environment, a set of algorithms is implemented that allow rotation to the global frame, signal filtering, detection of gait events, symmetrical leg assignment, and calculation of spatiotemporal parameters such as stride duration, stance and oscillation phase, cadence, speed, stride and stride duration and length. All this analysis is developed according to the gait cycle, as a base unit for the segmentation and characterization of the movement pattern. Also included is the visualization of results and the generation of reports in PDF format.

For the validation of the system, direct tests are carried out by analyzing videos processed with the Kinovea software, using three different subjects, which allows the detected gait events to be visually contrasted. This validation yields an average error of less than 2%.

Keywords: human gait, inertial sensors, gait cycle, spatiotemporal parameters, gait analysis, signal processing, objective evaluation.

1. INTRODUCCIÓN

La marcha es una actividad fundamental para el ser humano y aunque se realiza de manera cotidiana, es un proceso complejo de locomoción, compuesto de una sucesión de pasos que involucra un conjunto de movimientos y fenómenos realizados por los músculos y articulaciones del tren inferior. El estudio de esta actividad es conocido como Análisis de la Marcha Humana y es de gran importancia en el área de la salud, ya que proporciona información valiosa en procesos de diagnóstico y rehabilitación. Para el análisis de la marcha se han desarrollado diferentes tecnologías, que permiten valorar los diferentes parámetros de la marcha de forma objetiva y eficaz, considerar los factores que pueden modificarla, diagnosticar trastornos del patrón de marcha y realizar un control y seguimiento de pacientes para observar su evolución en procesos de rehabilitación posquirúrgico y postraumático [1].

Motivado por lo anterior, este trabajo tiene como propósito el análisis de la marcha humana a partir del cálculo de sus parámetros biomecánicos más importantes, como longitudes de los pasos, tiempos de apoyo y balanceo, cadencia y velocidad por medio de sensores inerciales, los cuales brindaron flexibilidad y portabilidad a bajo costo. Este proyecto se realiza a partir de los desarrollos previos de la Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica (EIEE) de la Universidad del Valle y cuenta con el apoyo de Sennova para el desarrollo del prototipo. Este sistema puede ser utilizado por el personal de la salud en procesos de diagnóstico y rehabilitación, con el fin de dar una evaluación de la marcha más completa y precisa.

1.1 JUSTIFICACIÓN

De acuerdo con el Ministerio de Salud y Protección social, en Colombia, cerca de 1,3 millones de personas presentan alguna discapacidad. De esta población, el 34% presenta discapacidad motora [2]. En 2021, Unicef publicó un artículo sobre el análisis de la situación de las personas con discapacidad en Colombia. Este artículo presenta que, realizando una evaluación rápida a personas con discapacidad, se exploró si las personas con discapacidad han contado con los apoyos necesarios, como consultas médicas, apoyo fisioterapéutico, apoyo financiero, entre otros, para tener una movilidad adecuada para su desarrollo individual. El 44% de las personas con discapacidad indican que sí han contado con este tipo de apoyos, mientras que el 39%, aun cuando lo han necesitado, no lo han obtenido [3].

La evaluación de la marcha humana puede llevarse a cabo desde dos perspectivas: subjetiva y objetiva, las cuales ofrecen información complementaria y son importantes para obtener una visión completa de la calidad y el rendimiento de la marcha. Por un lado, la evaluación subjetiva de la marcha se basa en la percepción y las opiniones que tenga

un especialista que observa la forma de caminar de un paciente, centrándose en aspectos como el equilibrio, la comodidad, la seguridad y la calidad del movimiento, y a partir de esto dar un diagnóstico. Por otro lado, una evaluación objetiva se basa en medidas cuantitativas, tomadas por medio de tecnologías y dispositivos pertinentes, los cuales permiten registrar parámetros biomecánicos propios de la marcha como, velocidad, tiempo de apoyo, cadencia, longitud de paso, etc. Estos datos son recopilados de manera precisa y objetiva y junto con la evaluación subjetiva, proporcionan una visión más completa y precisa de la marcha.

La medicina en Colombia tiene como reto, brindar apoyo médico a la población que presenta discapacidad motora, desde una evaluación objetiva que permita la detección de anomalías en la marcha y complementa la evaluación subjetiva hecha por un especialista, hasta procesos de rehabilitación pertinentes para cada paciente. Sin embargo, acceder a estos procesos resulta ser de un alto costo ya que se requiere de sistemas especializados. Esto imposibilita el acceso a gran parte de la población discapacitada, del cual el 80% pertenece a los estratos socioeconómicos 1 y 2 [4].

Partiendo de lo anterior, surge la necesidad de desarrollar un sistema portable y económico que permita la evaluación objetiva de la marcha humana, que sea de fácil uso para los especialistas y complementa su evaluación subjetiva en procesos de diagnóstico y rehabilitación; y que, además, sea de fácil acceso para la población colombiana.

1.2 OBJETIVOS

El **objetivo general** de este trabajo es desarrollar un sistema portable para generación de parámetros de la marcha humana por medio de sensores inerciales, que permita su evaluación objetiva. Este objetivo se desglosa en los siguientes objetivos específicos:

- Evaluar la instrumentación de la monitorización de miembros inferiores existente, partiendo de la revisión del estado del arte de la tecnología, los requerimientos para la monitorización de la marcha humana y pruebas de operación.
- Definir las estrategias de generación de los parámetros de la marcha humana usando sensores inerciales.
- Desarrollar los algoritmos para el procesamiento de los datos obtenidos por los sensores inerciales, con el fin de calcular los parámetros definidos de la marcha humana.
- Desarrollar una aplicación para gestión del sistema, que permita la administración de la instrumentación, el procesamiento de datos, realización de las pruebas, almacenamiento y visualización de la información.

- Definir alcances y limitaciones del sistema desarrollado.

1.3 DESCRIPCIÓN DEL DOCUMENTO

Este documento presenta el desarrollo de un sistema portable para la evaluación de la marcha humana utilizando sensores inerciales (IMUs). A lo largo del escrito, se abordan diversos aspectos teóricos y técnicos que sustentan la investigación y la implementación de la solución propuesta, con el fin de proporcionar una herramienta accesible y eficiente para el análisis de la marcha.

En este primer capítulo, se incluye la introducción al proyecto, donde se explica la importancia del análisis de la marcha humana en el contexto de la salud para procesos de diagnóstico y rehabilitación. Se plantea como el análisis objetivo de la marcha puede proporcionar información valiosa para pacientes con discapacidades motoras o en proceso de rehabilitación postraumática. Además, se destacan los desafíos que enfrenta la población colombiana con la discapacidad motora, especialmente las barreras económicas que dificultan el acceso a tecnologías avanzadas de evaluación de la marcha. En respuesta a esta necesidad, se propone el desarrollo de un sistema portátil de medición de parámetros de la marcha humana mediante sensores inerciales, que permita una evaluación objetiva y accesible.

El capítulo dos, introduce los conceptos fundamentales relacionados con la marcha humana desde la visión médica, describiendo el ciclo de la marcha y explicando sus parámetros más importantes, haciendo énfasis en los parámetros espaciotemporales. Estos parámetros permiten analizar el comportamiento biomecánico de una persona mientras camina, ofreciendo una visión detallada de los movimientos del cuerpo durante la locomoción. Posteriormente, se hace una descripción de los sensores inerciales explicando su uso en la evaluación de la marcha. Al final de este capítulo, se presenta el estado del arte de las tecnologías de medición de marcha, comparando los sistemas de sensores portátiles y no portátiles, como la captura de movimiento basada en cámaras, la electromiografía y los sistemas híbridos que combinan múltiples tecnologías.

En el capítulo tres se presenta el rediseño técnico del sistema desarrollado para la monitorización de los miembros inferiores. Se comienza estableciendo los requerimientos del sistema en términos de sujeción, precisión, funcionalidad y comunicación, con el fin de garantizar que el diseño cumpla con criterios ergonómicos, operativos y de calidad de los datos. Posteriormente, se realiza una valoración detallada de la tecnología existente en la EIEE, incluyendo las pruebas de funcionamiento efectuadas a los sensores inerciales y a los transductores de comunicación. A partir de esto, se desarrolla la arquitectura del sistema multisensor, incluyendo el posicionamiento de las unidades, la forma en que se adquieren y estructuran los datos, y el protocolo de comunicación adoptado, con el fin de dejar funcional la solución heredada. Luego, se expone una

versión optimizada del sistema que utiliza una única IMU, justificando su implementación, detallando su arquitectura, el formato de datos y sus beneficios frente al sistema original. Finalmente, se aborda la reestructuración del sistema de sujeción, desde el diseño inicial hasta las nuevas soluciones aplicadas para mejorar la experiencia de uso y la fiabilidad del sistema.

El capítulo cuatro describe el entorno de pruebas y las metodologías empleadas para procesar y gestionar los datos obtenidos con el sistema de generación de parámetros de la marcha humana. Inicialmente, se introducen los fundamentos matemáticos necesarios para representar la orientación mediante cuaterniones y se explica cómo se utilizan estas representaciones en el procesamiento de los datos. Posteriormente, se describe el procesamiento de las señales recibidas, desde su transformación al marco global y filtrado, hasta la detección de eventos clave del ciclo de marcha. Además, se presentan los cálculos de los parámetros espaciotemporales derivados de estos eventos, los cuales permiten caracterizar la marcha del paciente. Finalmente, se expone el diseño y funcionalidad de la interfaz gráfica de usuario, incluyendo la interacción con el sistema, el almacenamiento estructurado de los datos (en bruto, del paciente y procesados) y la generación automática de informes de prueba de marcha.

Finalmente, en el capítulo cinco, se presentan los procesos de validación realizados para comprobar el funcionamiento de los dos sistemas desarrollados en el marco de este trabajo: el sistema multisensor de arquitectura jerárquica y el sistema optimizado de una sola IMU. Primero, se presenta una validación funcional del sistema multisensor, cuyo objetivo es verificar la capacidad de transmisión inalámbrica de los datos de orientación (cuaterniones) desde cada uno de los siete módulos inerciales. Para ello, se evalúa el porcentaje de recuperación de paquetes en una prueba de 10 segundos, a una frecuencia de muestreo de 105 Hz. Este análisis permite identificar las limitaciones de rendimiento asociadas al diseño jerárquico de la red y a la ubicación anatómica de los sensores, aportando evidencia para justificar el rediseño posterior.

Después, se describe la validación del sistema optimizado, basado en una única IMU ubicada en la zona lumbar. Esta validación se realiza mediante la aplicación de un protocolo de prueba de marcha estandarizado en condiciones no controladas, más representativas de contextos reales. Se gestiona el consentimiento informado de los participantes y la grabación simultánea de video para su posterior análisis. La validación cuantitativa del sistema optimizado se llevó a cabo mediante comparación directa con una referencia visual confiable utilizando el software Kinovea. A partir del análisis cuadro a cuadro, se compararon los eventos de marcha detectados automáticamente por el sistema con los observados con Kinovea, permitiendo calcular errores absolutos y relativos en los eventos y parámetros derivados.

2. MARCO REFERENCIAL

En este capítulo se exploran los fundamentos teóricos y tecnológicos relacionados con el análisis de la marcha humana. Este proceso, esencial para el desplazamiento humano, se ve influenciado por múltiples factores biomecánicos que, a su vez, reflejan el estado de salud del individuo. A lo largo del capítulo, se profundiza en el ciclo de la marcha, describiendo sus fases y los parámetros más relevantes para su evaluación, tales como los parámetros espaciotemporales y cinemáticos. Además, se presenta una revisión del uso de tecnologías de medición, con un énfasis especial en los sensores inerciales, los cuales han revolucionado el análisis de la marcha en contextos clínicos y de investigación. Finalmente, se analiza el estado actual de estas tecnologías, destacando las ventajas, limitaciones y el potencial de las combinaciones híbridas de sistemas portátiles y no portátiles para capturar el movimiento humano.

2.1 LA MARCHA HUMANA

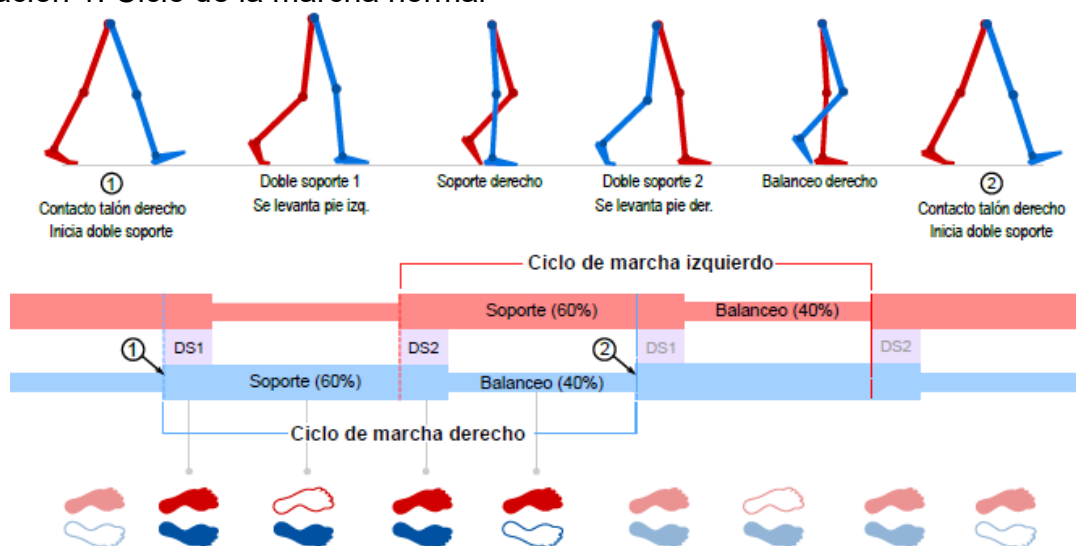
La marcha humana es un proceso de desplazamiento en el cual el cuerpo humano, estando en posición erguida, se mueve hacia adelante. Durante este proceso, el peso del cuerpo es soportado alternativamente por ambas piernas. Mientras el cuerpo se desplaza sobre la pierna de apoyo, la otra pierna se balancea hacia adelante preparándose para el siguiente paso. Siempre hay un pie que está en contacto con el plano de apoyo, pero durante la transición del peso del cuerpo de una pierna a otra, ambos pies descansan brevemente en el suelo [5]. Antes de empezar a caminar, el sujeto debe estabilizar su postura bípeda, esta estabilidad mecánica se basa en el soporte musculoesquelético y se mantiene gracias a los reflejos posturales y la combinación de estímulos visuales, vestibulares y propioceptivos. Los reflejos posturales son contracciones sinérgicas y coordinadas de los músculos de las extremidades del tren inferior y del tronco que controlan y corrigen el movimiento del cuerpo y permiten mantener la postura erguida. Al conseguir este equilibrio se habilita la capacidad de mantener un paso rítmico y estable [5].

2.1.1 Ciclo de marcha. La locomoción humana normal se caracteriza por movimientos alternantes y rítmicos de las extremidades y el tronco que permiten avanzar manteniendo el centro de gravedad. El ciclo de la marcha comienza con un pie en el suelo y termina con el siguiente contacto del mismo pie. El ciclo se divide en dos fases: la fase de apoyo, cuando una pierna está en contacto con el suelo, y la fase de balanceo, cuando la pierna no toca el suelo. La longitud del paso es la distancia entre los puntos de contacto de los pies, y el paso completo es la distancia entre los contactos del talón del mismo pie [6].

Durante la marcha, se experimenta un período de apoyo sencillo cuando solo una pierna está en contacto con el suelo, y un período de doble apoyo cuando ambos pies tocan el

suelo al mismo tiempo. La referencia del pie implica que, en ciertas partes de la fase de apoyo, el pie contralateral también está en contacto con el suelo. La ausencia de un período de doble apoyo distingue entre correr y caminar. La distribución de tiempo en cada fase del ciclo de marcha a velocidad normal es la siguiente: el 60% del ciclo corresponde a la fase de apoyo, el 40% a la fase de balanceo y el 20% al período de doble apoyo, el cual se presenta en dos ocasiones durante el ciclo, al iniciar y al culminar la fase de soporte [6], [7]. Estas fases y sus respectivas duraciones son fundamentales para comprender el proceso de la marcha.

Ilustración 1. Ciclo de la marcha normal



Fuente: Trabajo de grado, Juan Manuel Luna López [8].

Gráficamente el ciclo de la marcha se representa en la Ilustración 1. En la parte superior de la figura, se detallan las distintas fases del ciclo de la marcha, marcando el inicio con el indicador uno y el final con el indicador dos. El miembro inferior derecho se identifica visualmente con el color azul y el miembro inferior izquierdo con el color rojo. Adicionalmente, se incluyen porcentajes que indican la duración relativa de cada fase del ciclo de la marcha. En la parte inferior de la figura, se especifica qué pie está en contacto con el suelo en cada fase del ciclo, proporcionando una información detallada sobre la secuencia de apoyo y despegue de los pies a lo largo del proceso de marcha [8].

2.1.1.1 Parámetros de la marcha. En la edad adulta, la marcha se mantiene estable, y a pesar de las diferencias individuales, existe un patrón característico de marcha humana normal. Este patrón puede experimentar modificaciones debido a factores intrínsecos y extrínsecos al individuo [5]. Para caracterizar la marcha humana, se utilizan parámetros, algunos simples y otros más complejos, los cuales se separan en categorías complementarias entre sí y son de gran relevancia clínica [8]. Los parámetros con mayor énfasis en la literatura se presentan en la Tabla 1, junto con su descripción y su viabilidad de ser obtenidos con el sistema de sensores inerciales.

Tabla 1. Parámetros de la marcha

Parámetro	Descripción	Viabilidad
Espacio-temporales	Relacionan las distancias recorridas y los lapsos temporales entre las fases del ciclo de la marcha	Sensores inerciales
Cinemáticos	Describen el movimiento de segmentos corporales (aceleraciones, velocidades y desplazamientos)	Sensores inerciales
Cinéticos	Estiman fuerzas internas y externas sobre el cuerpo durante el movimiento	Plataformas dinamométricas
Antropométricas	Miden longitudes corporales y centros de masa para construir modelos biomecánicos	Manual
De activación muscular	Detectan la actividad eléctrica de los músculos al activarse	EMG
Energéticas	Evalúan el gasto y eficiencia energética del movimiento	Analizador de gases

Fuente: elaboración propia, con base en el trabajo de grado, Juan Manuel Luna [8].

Los parámetros antropométricos son necesarios para el análisis de la marcha y complementa la información de los espaciotemporales, pero no son medidos por el prototipo.

2.1.1.1.1 Parámetros espaciotemporales. De los parámetros descritos, los espaciotemporales son fundamentales al momento de describir la marcha. Estos parámetros, que incluyen longitud de paso, velocidad y cadencia, varían entre individuos, pero se vuelven representativos cuando las condiciones ambientales y otros factores se mantienen constantes [9]. Por ejemplo, en personas de 10 a 79 años, los parámetros espaciotemporales, como longitud de paso, velocidad y cadencia, evolucionan de manera paralela al crecimiento hasta los 15 años. A medida que se produce el crecimiento, se observan cambios en estos parámetros, incluido un aumento en la velocidad y la longitud del paso, un alargamiento en la duración del apoyo monopodal (indicativo de un mejor equilibrio y tiempo suficiente para el movimiento del miembro en oscilación) y una disminución en la cadencia y la duración de los dobles apoyos. Es importante destacar que, con el envejecimiento, estos parámetros de marcha tienden a disminuir. Alrededor de los 60 y 70 años, disminuye la longitud, velocidad y cadencia del paso, mientras que aumenta la base de sustentación. Esto es parte del proceso natural de envejecimiento y afecta la forma de caminar a medida que se envejece [7].

Los parámetros espaciotemporales son medidas que describen el aspecto temporal y espacial de la marcha humana. Estos parámetros proporcionan una visión cuantitativa de la marcha y son utilizados en la evaluación clínica objetiva, la investigación biomecánica y el diseño de terapias. El análisis de estos parámetros permite detectar anomalías en la

marcha y evaluar la efectividad de tratamientos, entre otras funciones. Los parámetros espaciotemporales [5], [10], [11] de la marcha humana son:

- **Cadencia (C):** es la cantidad de pasos o zancadas dados por una unidad de tiempo por un individuo a velocidad natural. Generalmente expresada en pasos por minuto, este parámetro se calcula dividiendo el número total de pasos realizados en un periodo de tiempo por la duración del periodo.
- **Velocidad de la marcha (v):** es la velocidad a la que una persona se desplaza durante la marcha. Generalmente expresada en metros sobre segundos, la velocidad promedio se calcula dividiendo la distancia recorrida por el tiempo empleado.
- **Duración del ciclo de la marcha (t_s):** duración de un ciclo completo de marcha, desde un apoyo del talón hasta el siguiente del mismo pie. Se expresa en segundos.
- **Longitud del paso (L_p):** es la distancia horizontal entre el contacto del talón de un pie y el del pie contrario en el siguiente paso. Se mide en metros y suele normalizarse para evitar variaciones por la altura del individuo.
- **Longitud del paso MID (miembro inferior derecho) ($L_p D$):** se mide desde el talón izquierdo hasta el próximo contacto del talón derecho en el suelo.
- **Longitud del paso MII (miembro inferior izquierdo) ($L_p I$):** se mide desde el talón derecho hasta el próximo contacto del talón izquierdo en el suelo.
- **Longitud de la zancada (L_z):** es la distancia lineal entre dos apoyos consecutivos del mismo pie. Al igual que con la longitud de paso, este parámetro se mide en metros y es generalmente normalizado para evitar la influencia de la altura de los sujetos.
- **Longitud de la zancada MID ($L_z D$):** es la distancia desde el punto en el que el pie derecho toca el suelo hasta el próximo contacto del mismo pie derecho.
- **Longitud de la zancada MII ($L_z I$):** es la distancia desde el punto en el que el pie izquierdo toca el suelo hasta el próximo contacto del mismo pie izquierdo.
- **Tiempo de fase de balanceo (t_b):** tiempo en que una pierna permanece en el aire, desde el despegue hasta el siguiente contacto con el suelo. Se mide en segundos o como porcentaje del ciclo, diferenciando entre pie derecho e izquierdo.
- **Tiempo de fase de balanceo MID ($t_b D$):** se define como el período durante el cual la pierna derecha se encuentra en el aire mientras avanza.

- **Tiempo de fase de balanceo MII ($t_b I$):** se define como el período durante el cual la pierna izquierda se encuentra en el aire mientras avanza.
- **Tiempo de fase de apoyo (t_a):** es el tiempo en que un pie permanece en contacto con el suelo durante el ciclo de marcha. Se divide en doble apoyo (bipodal) y apoyo simple (monopodal), y se expresa en segundos o como porcentaje del ciclo.
- **Tiempo de fase de doble apoyo (t_{da}):** es el tiempo o porcentaje del ciclo de la marcha en el que ambos pies se encuentran en contacto con el suelo.
- **Tiempo de fase de apoyo simple (t_{sa}):** periodo en que un pie soporta todo el peso corporal mientras el otro se encuentra en fase de balanceo. Se expresa como porcentaje del ciclo de marcha y representa el tiempo en que un solo pie está en contacto con el suelo.
- **Tiempo de fase de apoyo simple MID ($t_{sa D}$):** es el porcentaje del ciclo de la marcha en el cual el pie derecho está completamente en contacto con el suelo, desempeñando la función principal de sostén, mientras que la pierna izquierda progresa en la fase de balanceo.
- **Tiempo de fase de apoyo simple MII ($t_{sa I}$):** es el porcentaje del ciclo de la marcha en el cual el pie izquierdo está completamente en contacto con el suelo, desempeñando la función principal de sostén, mientras que la pierna derecha progresa en la fase de balanceo.

En la literatura se han reportado velocidades promedio para distintas modalidades de marcha: lenta (1.138 m/s), confortable (1.48 m/s) y rápida (2.018 m/s) [7]. Aunque existen múltiples estudios con valores variables sobre parámetros como la cadencia, longitud de zancada y velocidad, este trabajo adopta los datos de Martínez, centrados en adultos funcionales de Cali. Esta fuente resulta pertinente por su contextualización local y consistencia, y sus resultados se presentan en la Tabla 2 [10].

Tabla 2. Parámetros espaciotemporales de la marcha en adultos jóvenes y maduros sanos de 20 a 60 años de Cali

Variable	Sexo		Unidad
	F	M	
Cadencia	107,8	106,2	paso/min
Velocidad de marcha	1,095	1,16	m/s
Longitud de Zancada MII	1,22	1,34	m
Longitud de Zancada MID	1,22	1,34	m
Longitud de Paso MII	49,42	49,1	%
Longitud de Paso MID	50,6	50,99	%
Tiempo de fase de apoyo MII	61,05	60,4	%
Tiempo de fase de apoyo MID	59,77	61,1	%

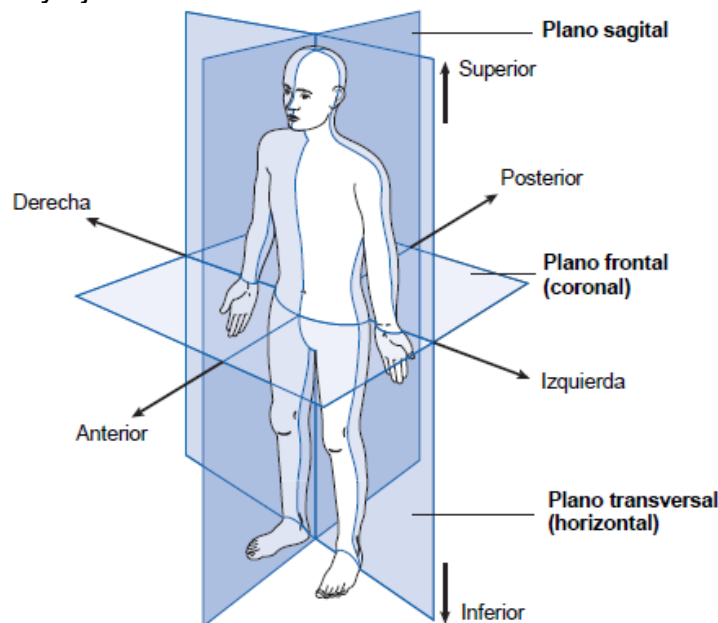
Tiempo de fase de balanceo MII	39,12	39,94	%
Tiempo de fase de balanceo MID	39,93	40,63	%
Tiempo de fase de doble apoyo MII	9,698	8,849	%
Tiempo de fase de doble apoyo MID	10,15	10,815	%
Tiempo de fase de apoyo simple MII	39,86	40,66	%
Tiempo de fase de apoyo simple MID	38,73	39,4	%

Fuente: elaboración propia, con base en el trabajo de grado, Lizeth Alejandra Martínez Montilla [10].

MID: Miembro inferior derecho, MII: Miembro inferior izquierdo.

2.1.1.1.2 Parámetros cinemáticos. El análisis cinemático de la marcha describe los movimientos articulares del cuerpo sin tener en cuenta las fuerzas que los generan. Utilizando los planos anatómicos longitudinal, transversal y sagital, mostrados en la Ilustración 2. Estos planos permiten caracterizar los desplazamientos y variaciones angulares del cuerpo durante la marcha.

Ilustración 2. Planos y ejes de referencia en análisis del movimiento



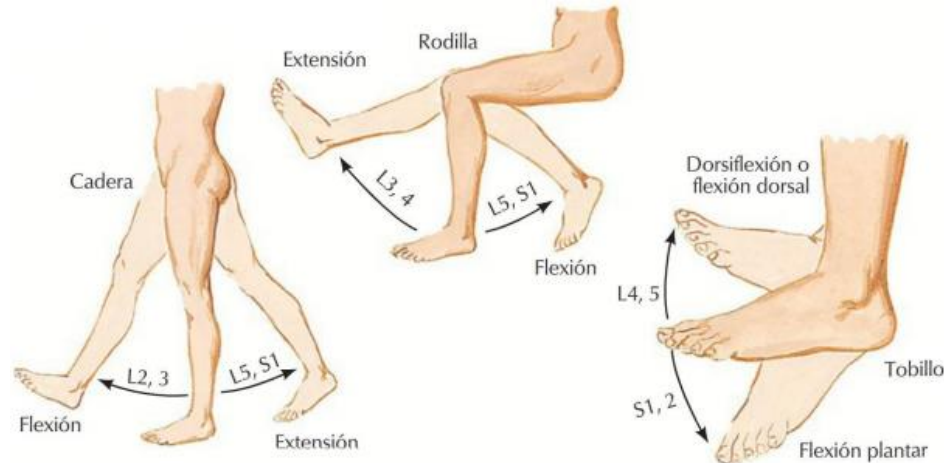
Fuente: Trabajo de maestría, Sergio González Velázquez [12].

En particular, se analizan los movimientos de las articulaciones del tren inferior (cadera, rodilla y tobillo), principalmente en el plano sagital [12]. Los movimientos se representan esquemáticamente en la Ilustración 3.

- En el tobillo, la dorsiflexión corresponde a la elevación del pie hacia la pierna, mientras que la plantiflexión implica su descenso, alejando el dorso del pie de la tibia [13], [14].

- En la rodilla, se produce flexión al disminuir el ángulo entre muslo y pierna, y extensión al retornar a una posición recta. Estos movimientos son fundamentales durante las fases de apoyo y oscilación [15].
- En la cadera, se observan movimientos de flexión, cuando el muslo se desplaza hacia adelante en relación con la pelvis, y de extensión, cuando se mueve hacia atrás [16], [17].

Ilustración 3. Movimientos del miembro inferior en el plano sagital



Fuente: Libro Atlas de Anatomía Humana de Netter, Frank H. Netter [18].

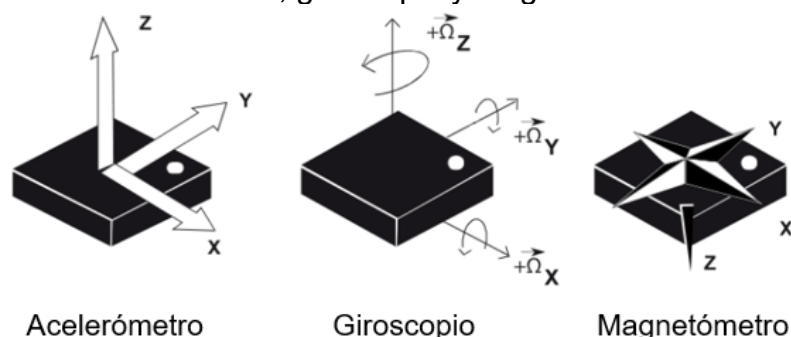
Aunque estos movimientos son clave en el análisis detallado de la marcha, el presente trabajo no contempla su estimación. En su lugar, se enfoca en parámetros espaciotemporales, los cuales pueden ser calculados a partir de señales inerciales sin necesidad de reconstrucción angular.

2.2 SENSORES INERCIALES (IMUS)

Una IMU (Unidad de Medición Inercial) es un sistema microelectromecánico (MEMS) utilizado principalmente para medir velocidad angular, aceleración lineal, orientación y fuerza gravitacional [19], [20]. Esta tecnología se compone de diferentes sensores que trabajan de manera conjunta para capturar el movimiento en múltiples dimensiones. Los dos sensores principales en una IMU son el acelerómetro y el giroscopio. El acelerómetro se utiliza para medir la aceleración inercial (aceleración experimentada por un objeto debido a fuerzas externas que actúan sobre él), mientras que el giroscopio, por otro lado, mide la rotación angular (el cambio de posición de un objeto alrededor de un punto cualquiera). Ambos sensores suelen tener tres grados de libertad para medir desde tres ejes (x, y, z) [20], [21], [22]. Posteriormente, la tecnología IMU ha avanzado con otro tipo de sensor: el magnetómetro, que mide dirección del campo magnético y permite mejorar

la precisión de las lecturas de rotación realizadas por el giroscopio, ayudando a corregir la deriva. El tipo de IMU que consta de acelerómetro, giroscopio y magnetómetro, generalmente todos en triaxial para obtener mediciones en tres ejes diferentes, lo que hace un total de 9 grados de libertad [20]. La Ilustración 4 muestra los tres tipos de sensores que integra la IMU.

Ilustración 4. Ejes del acelerómetro, giroscopio y magnetómetro



Fuente: publicación en página Web, Baker y Logan Docs [23], [24].

Debido a sus múltiples ventajas como su peso ligero, tamaño pequeño, bajo consumo de energía y bajo costo, las IMU han encontrado aplicaciones en una amplia variedad de campos. Se utilizan de manera indispensable en actividades que implican el análisis de movimiento, tanto de manera directa como indirecta [19]. Algunas de las áreas de aplicación más comunes incluyen el control de calidad industrial, la rehabilitación médica, la robótica, los sistemas de navegación, el aprendizaje deportivo y los sistemas de realidad aumentada [20].

2.2.1 Uso de sensores inerciales en la evaluación de la marcha. En la actualidad, el análisis de la marcha con sensores inerciales como un grupo importante de sensores portátiles, se ha vuelto una herramienta esencial en varios campos de investigación, incluida la biomecánica, la neurorrehabilitación, la medicina deportiva, etc. Estos sensores permiten medir las trayectorias de movimiento en uno o varios puntos de diferentes segmentos corporales durante la marcha. Durante el proceso de medición, se adquieren señales uni o multivariadas que brindan información instantánea sobre las variables medidas. De esta manera, la marcha del sujeto se puede evaluar en términos de parámetros de la marcha que se pueden interpretar de varias maneras para descubrir u observar fenómenos específicos, incluida la evaluación de las variaciones de la marcha basadas en la similitud del patrón de marcha [19].

La biomecánica es la rama de la ciencia que combina los principios de la mecánica con fenómenos biológicos para analizar los movimientos del cuerpo humano y su interacción con el entorno. Esta disciplina ha evolucionado para ofrecer una visión profunda y cuantitativa de la mecánica del movimiento, proporcionando valiosa información sobre cómo optimizar el rendimiento humano. El estudio de los movimientos corporales mediante dispositivos inerciales permite obtener la velocidad de movimiento, duración de

fases de la marcha, longitudes de movilidad y la orientación de las articulaciones para calcular ángulos de rotación. Esto facilita un análisis detallado de la dinámica corporal, siendo fundamental en la mejora del rendimiento físico, la rehabilitación y la prevención de lesiones [25], [26]. En este contexto, las IMU se han consolidado como herramientas fundamentales para la medición de la marcha humana, dado que pueden registrar con alta precisión datos de aceleración, velocidad angular y orientación. A diferencia de los laboratorios de marcha especializados, las IMUs ofrecen ventajas significativas como su facilidad de uso, tamaño reducido y bajo costo, lo que las convierte en una tendencia mundial en la medición de parámetros de la marcha [26].

Los sistemas basados en IMUs permiten realizar una evaluación precisa de los parámetros espaciotemporales de la marcha mediante el análisis de la aceleración y velocidad angular capturada en las piernas del paciente [26]. Estos sistemas no solo registran la velocidad angular en diferentes ejes, sino que también pueden calcular los ángulos articulares utilizando las señales combinadas del giroscopio y el acelerómetro. El giroscopio mide la rotación angular de las articulaciones, proporcionando datos sobre la orientación y el cambio de ángulo de las extremidades durante el ciclo de la marcha. Por su parte, el acelerómetro capta las aceleraciones lineales que permiten detectar cambios en la posición y velocidad del cuerpo. Al integrar los datos de ambos sensores, se pueden calcular con precisión los movimientos articulares, como los ángulos de flexión y extensión de las rodillas, caderas y tobillos [8], [25]. Este enfoque permite obtener una representación detallada de la marcha del paciente, proporcionando información no solo sobre los parámetros básicos como la cadencia, el tiempo de soporte o balanceo, sino también sobre la cinemática articular. De este modo, los sistemas basados en IMUs ofrecen una evaluación integral de la biomecánica de la marcha, lo que resulta útil tanto en entornos clínicos para el diagnóstico y rehabilitación.

2.3 ESTADO DEL ARTE DE LA TECNOLOGÍA

En la actualidad, se emplean diversas tecnologías para el estudio de la marcha humana, que abarcan desde sensores portátiles hasta laboratorios especializados. Estos dispositivos tecnológicos se clasifican en tres categorías: los basados en sensores portátiles (WS), en sensores no portátiles (NWS) y los compuestos por sistemas híbridos basados en sensores WS y NWS [27].

2.3.1 Sistemas de sensores portátiles. Existe un creciente interés en el desarrollo de tecnologías de captura de movimiento humano que sean aplicables fuera del entorno clínico, ya que facilitan las mediciones en el hogar, el trabajo, el gimnasio, campos deportivos o diferentes ambientes de interés para la monitorización y evaluación de la marcha normal y la patológica. Los sistemas WS permiten el manejo de pacientes con problemas de movilidad, la recopilación de datos clínicos relacionados con el movimiento y la obtención de resultados de rehabilitación en entornos naturales del paciente,

registrando información sobre la marcha humana durante las actividades cotidianas. Estos sistemas tienen el potencial de aumentar la objetividad del análisis a través de medidas cuantitativas de eventos anómalos [27].

Los sistemas WS utilizan sensores ubicados en varias partes del cuerpo, como pies, tobillos, rodillas, muslos, caderas o cintura. Estos sensores capturan los parámetros de la marcha más utilizados para su análisis, como lo son: distancias recorridas, velocidad, cadencia, fases de la marcha, longitud del paso, anchura del paso, ángulos de las articulaciones, tiempo de oscilación, tiempo de apoyo, actividad eléctrica de los músculos, fuerzas de reacción del suelo, fuerzas y cantidad de movimiento en las juntas [27]. Las características del movimiento de la rodilla y el tronco son los parámetros de marcha más frecuentes para la detección portátil [28].

La identificación de trastornos del movimiento, la mejora de la estabilidad al caminar, la evaluación de los resultados postquirúrgicos y la reducción de la carga articular son las aplicaciones clínicas más importantes de los sensores portátiles y los sistemas de adquisición de datos. El uso de sistemas de detección portátiles en la adquisición de datos humanos presenta muchas ventajas, como el análisis transparente y monitoreo de la marcha durante las actividades diarias y a largo plazo, recopilación y seguimiento de datos en cualquier lugar, ya sea al interior o exterior del laboratorio [28]. Entre las tecnologías WS se encuentran los acelerómetros, sensores giroscópicos, los magnetómetros, sensores de fuerza, extensómetros, goniómetros, marcadores activos, electromiografía, etc. De los cuales, los más utilizados son las IMUs, es decir, conjunto de acelerómetro y giroscopio [27].

2.3.1.1 Sensores Inerciales. Las IMUs han sido ampliamente adoptadas en la investigación biomédica y clínica debido a su capacidad para registrar aceleraciones lineales, velocidades angulares y, en algunos casos, orientaciones espaciales [8]. Una vez descritos sus principios de funcionamiento en la sección 2.2, en este apartado se presentan los principales trabajos desarrollados con esta tecnología, enfocándose en aplicaciones específicas al análisis de la marcha.

El artículo, titulado *"Design and Implementation of Wearable IMU Sensor System for Heel-Strike and Toe-Off Gait Parameter Measurement"*, fue desarrollado en Malasia en el año 2023 por investigadores de la Universiti Teknologi MARA. En este trabajo se diseñó un sistema portátil para análisis de la marcha basado en sensores inerciales MPU6050 y microcontroladores NodeMCU (ESP8266). Los sensores se ubicaron en ambas espinillas para detectar eventos clave del ciclo de marcha, procesando los datos con un filtro complementario y enviándolos vía Wi-Fi a una aplicación móvil (Blynk). El sistema permite visualizar en tiempo real los eventos de marcha, mostrando precisión en la detección de los eventos esperados, lo que confirma su utilidad para el monitoreo continuo en contextos clínicos y deportivos [29].

En 2017, en Colombia se presentó el artículo, "Protocolo de evaluación de un sistema para medición de parámetros de tiempo de la marcha humana", con la participación de la

Universidad Pontificia Bolivariana en Bucaramanga, la Corporación Universitaria Autónoma del Cauca en Popayán, y la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito en Bogotá. El estudio evaluó un sistema de análisis de marcha con dos sensores inerciales conectados a una tarjeta Arduino UNO y un módulo Bluetooth. Los sensores se ubicaron sobre las piernas, justo por encima de los tobillos, y midieron la velocidad angular en el eje mediolateral para identificar los eventos del ciclo de marcha. El sistema fue validado mediante comparación simultánea con el sistema de referencia BTS, basado en cámaras infrarrojas. Los resultados mostraron errores promedio menores al 15% en los parámetros temporales de la marcha y un error promedio del 4.07% en la medición de la cadencia, lo cual confirma la validez del sistema para análisis clínicos y estudios de rehabilitación [26].

En Colombia, la Universidad Distrital desarrolló un dispositivo portátil para capturar el movimiento de la marcha, que permite estimar la velocidad y la aceleración, utilizando acelerómetros micromaquinados en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo. El sistema ofrece ventajas como su adaptabilidad a las extremidades inferiores del usuario gracias a la disposición modular de los sensores y su capacidad para proporcionar información en tiempo real. Sin embargo, la precisión en la medición de velocidad y aceleración depende de que el usuario marque de manera significativa los pasos. El sistema destaca por su portabilidad y facilidad de uso, pero enfrenta limitaciones en términos de velocidad de captura y filtrado de señales para eliminar el ruido [30].

En 2017, Juan Manuel Luna López presentó el proyecto que consiste en el desarrollo de Silvereye, un sistema electrónico compacto, portátil e inalámbrico para analizar la cinemática de la marcha humana utilizando sensores inerciales. Se detallan los algoritmos utilizados para alinear los ejes de los sensores y se destaca la eficiencia de los sensores en términos de consumo de energía, con una duración de 22 horas antes de alcanzar el voltaje mínimo. La confiabilidad de la red inalámbrica es alta con una separación de módulos menor a 5 metros, y la frecuencia de muestreo presenta un error mínimo del 0.1%. Aunque el sistema permite estimar las orientaciones globales de los miembros inferiores y medir aceleraciones lineales y velocidades angulares, se señalan limitaciones, como la falta de un sistema de análisis 3D y perturbaciones magnéticas generadas por otros sistemas que afectan la orientación de los sensores inerciales [8].

En 2023, Alejandro Astudillo, Edna Avella-Rodríguez, Gloria Arango-Hoyos, Jose Ramirez-Scarpetta y Esteban Rosero presentan un sistema de realidad virtual portátil con una red inalámbrica de sensores inerciales para el monitoreo de las extremidades inferiores durante terapias de movimiento. Este sistema permite a los pacientes llevar a cabo sus terapias de manera autónoma, sin la necesidad de un fisioterapeuta, utilizando los sensores inerciales y su teléfono móvil con conexión a internet. El sistema consta de siete nodos sensores que envían datos a un nodo maestro, donde se recopilan y organizan antes de ser transmitidos a un dispositivo de visualización. Los datos capturados se presentan a través de una aplicación que muestra un avatar que imita los movimientos del paciente, brindando retroalimentación en tiempo real. Los resultados experimentales indican una alta precisión, con errores máximos del 2% en relación con

las amplitudes de señal en distintos planos, aunque se reconocen limitaciones relacionadas con la deriva de señal, mediciones incorrectas debido a una colocación inapropiada del sensor y la interferencia de campos magnéticos. Estos datos terapéuticos pueden ser compartidos en un servidor web para su evaluación por profesionales de la salud [31].

La tecnología de sensores inerciales para la captura de movimiento está disponible en el mercado comercial a través de compañías como Movella Holdings Inc., que ha lanzado Movella DOT, una plataforma para medir y analizar la cinemática humana. Este sistema incluye cinco sensores inerciales de alta precisión que pueden utilizarse de forma independiente o en conjunto, con dimensiones compactas y conectividad Bluetooth para dispositivos como teléfonos móviles, tabletas y computadoras portátiles. Además, Movella DOT cuenta con su propio software que es compatible con diversos sistemas operativos, y ofrece un kit de desarrollo de software (SDK) que permite la creación de aplicaciones personalizadas en varios lenguajes de programación. Esto facilita tareas como la transmisión de datos en tiempo real, grabación, exportación de información y mapeo del campo magnético [32].

Technaid SL, una empresa especializada en tecnología para aplicaciones como biomecánica, rehabilitación, análisis de movimiento, realidad virtual y robótica, desarrolla la serie IMU V4 de sensores inerciales avanzados. Estos dispositivos compactos, que constan de un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro (todos 3D), permiten la recopilación precisa de datos cinemáticos, dinámicos y de orientación. Los algoritmos incorporados garantizan una estimación precisa y confiable de la orientación 3D, incluso en entornos cambiantes. Estos sensores son portátiles, compactos y adecuados para aplicaciones impermeables. Los sensores IMU V4 miden variables como velocidad angular, aceleración y campo magnético en tres dimensiones, y proporcionan datos en crudo y datos físicos calibrados. Tienen una precisión estática de 0.7 grados RMS y una precisión dinámica de 1.0 grados RMS y cuentan con inmunidad a las perturbaciones del campo magnético. Estos sensores encuentran aplicaciones en la investigación en biomecánica, análisis de la marcha, estudio del rendimiento deportivo, ergonomía y animaciones de avatar, entre otros [33].

2.3.1.2 Sensores de presión y fuerza. Los sensores de fuerza miden la fuerza de reacción del suelo debajo del pie y devuelven un voltaje proporcional a la presión medida. Los sensores de presión se utilizan generalmente para medir la distribución de la presión plantar del pie, la detección de la fase de la marcha y la detección de pasos [27].

En su tesis doctoral en la Universidad Complutense de Madrid, Susana Collado Vázquez realiza un análisis de la marcha humana utilizando plataformas dinamométricas Kistler de tipo piezoeléctrico. Estas plataformas se nivelaron en el suelo y permitieron medir las fuerzas estáticas y dinámicas ejercidas durante la marcha. Para mantener una marcha natural, se cubrieron con una superficie antideslizante, y cada plataforma tenía una estructura rectangular sostenida por cuatro sensores de fuerza tridimensionales equipados con galgas piezoeléctricas para medir fuerzas en dirección vertical,

anteroposterior y mediolateral. Estos sensores registran las variaciones de presión en los ejes X-Y-Z cuando el sujeto ejerce fuerza con el pie sobre la plataforma. Los datos se amplificaban a través de amplificadores multicanal y se procesaban con software para obtener información gráfica y numérica. Collado concluye que estas plataformas permiten analizar con precisión la influencia de factores como género, altura, peso y transporte de carga en la espalda, hombro y mano en las fuerzas verticales, anteroposteriores y mediolaterales durante la marcha [1].

Las plataformas de presiones plantares, disponibles comercialmente, como las ofrecidas por Biomedic, consisten en sistemas de medición que permiten analizar la marcha y la distribución de la presión en los pies de los pacientes. Estos sistemas brindan capacidades avanzadas, como el cálculo de la trayectoria del centro de gravedad, la medición de presiones en el tiempo y la representación en 2D y 3D de las presiones máximas. Son especialmente útiles en el estudio detallado de la marcha en pacientes con condiciones podológicas, como diabetes. Además, son versátiles y pueden integrarse con computadoras para el análisis de datos individuales de cada paciente. Entre sus funciones se incluyen exámenes estáticos y dinámicos, comparación de resultados anteriores, visualización de la distribución de la carga, análisis de variables como presión máxima, media y tiempo de contacto, generación de curvas de carga, segmentación de la marcha en fases y la posibilidad de exportar e importar datos. Además, proporcionan informes clínicos completos y un índice numérico para determinar el tipo de pie del paciente [34].

2.3.1.3 Sensores inerciales y de fuerza. Son aquellos que combinan las dos tecnologías portátiles de sensores inerciales y sensores de medición de fuerza.

En el Instituto Nacional de Ciencia y Tecnología de Ulsan, Corea, se ha desarrollado un sistema de telemonitoreización para la rehabilitación de la marcha que utiliza una IMU junto con un sensor de fuerza de reacción del suelo (GRF) en forma de zapato inteligente llamado Smart Shoe. Este sistema recopila datos detallados sobre la marcha de los pacientes y los transmite a través de Internet. El Smart Shoe mide los cambios de presión en cuatro vejigas de aire en la plantilla para detectar fases de movimiento en la marcha mediante la medición de las fuerzas de reacción del suelo. Combinado con la IMU, que consta de un acelerómetro, giroscopio y magnetómetro, se obtienen mediciones precisas de la posición y el movimiento del pie del paciente al caminar. Estos datos se transmiten a un fisioterapeuta a través de Internet, lo que permite brindar orientación y alertas para la rehabilitación de manera remota y en tiempo real. Este sistema mejora los servicios de rehabilitación al proporcionar atención personalizada en cualquier lugar y momento [35].

2.3.2 Sistemas de sensores no portátiles. Son aquellos sistemas que no van adheridos al cuerpo humano y se utilizan en entornos controlados, como laboratorios de marcha o clínicas [27].

2.3.2.1 Captura de movimiento basados en cámaras. Estos sistemas emplean múltiples cámaras colocadas alrededor de un espacio controlado para registrar con alta precisión el movimiento tridimensional del cuerpo durante la marcha.

En su trabajo de maestría presentado en la Universidad Nacional de Educación a Distancia en 2021, Sergio González Velázquez automatiza y objetiva la valoración cuantitativa de la marcha utilizando un sistema óptico de captura y análisis de movimiento. Emplea la escala de Tinetti, que evalúa tanto la marcha como el equilibrio, y recopila datos mediante un sistema profesional Clinical 3DMA con cámaras OptiTrack3. Realiza una fase de procesamiento y limpieza de datos y aplica algoritmos de Aprendizaje Automático para desarrollar modelos predictivos capaces de generar respuestas automáticas a las distintas categorías de la escala Tinetti. El sistema de cámaras OptiTrack3 tiene una alta resolución y precisión, y resulta óptimo para este proyecto. González sugiere extender la evaluación objetiva de la marcha considerando otras escalas y pruebas, ampliando el tamaño del conjunto de datos o explorando otras técnicas de Machine Learning [12].

Qualisys es una empresa especializada en captura óptica de movimiento. Desarrolla sistemas de cámaras de vídeo de alta velocidad y cámaras híbridas que permiten hacer captura de movimiento tanto con marcadores como sin ellos. Estas cámaras se pueden integrar con otras cámaras de marcadores de Qualisys, lo que proporciona un sistema altamente versátil capaz de recopilar datos de movimiento. Los datos resultantes se exportan a Visual 3D para análisis e informes, con características como detección y etiquetado inteligente de articulaciones y seguimiento de múltiples sujetos. Esta tecnología es utilizada por investigadores en diversos campos, incluyendo el análisis de la marcha y la robótica, para la captura precisa de movimientos [36].

2.3.2.2 Electromiografía. La electromiografía (EMG) es una prueba diagnóstica que evalúa la salud muscular y neuronal mediante el análisis de la actividad eléctrica de los músculos. Se compone de un estudio de conducción nerviosa, que mide velocidad y fuerza de las señales eléctricas mediante electrodos en la piel, y de la EMG con aguja, que utiliza electrodos insertados en el músculo para registrar su actividad en reposo y contracción. Los resultados se presentan en gráficos y valores numéricos que permiten su interpretación médica [37]. El uso de la EMG representó un avance significativo en el análisis de la marcha al permitir medir la contracción muscular voluntaria o involuntaria [27].

La electromiografía de superficie (sEMG) fue utilizada en la investigación de Schuler, Müller y van Hedel para identificar los patrones de marcha de niños con discapacidad motora y niños sanos en diferentes condiciones. Se realizaron pruebas en una cinta rodante con una ortesis de marcha asistida por robot (con y sin instrucciones motivadoras de un terapeuta) y en una cinta rodante sin asistencia. Los registros de sEMG se analizaron para evaluar las diferencias en las amplitudes de sEMG entre las tres condiciones y se observó que las amplitudes eran mayores cuando se alentaba por un terapeuta en comparación con el entrenamiento de marcha asistido por robot sin

instrucciones. Sin embargo, los patrones de activación muscular eran altamente comparables entre estas dos condiciones. Además, se encontró que caminar con la ortesis de marcha impulsada podría inducir patrones de activación muscular más fisiológicos en comparación con caminar en una cinta rodante sin apoyo, lo que sugiere beneficios potenciales para la rehabilitación de la marcha asistida por robot en niños con discapacidad motora [38].

En 2022, la Revista de Neuroingeniería y Rehabilitación publicó un estudio realizado por Zhang, Fragnito, Franz y Sharma en el que se presenta un modelo neuromuscular fusionado impulsado por ultrasonido y electromiografía diseñado para mejorar la predicción del momento de flexión plantar en la articulación del tobillo durante la marcha a diferentes velocidades. En este estudio, se utilizaron imágenes no invasivas de sEMG y ultrasonido (US) para predecir con mayor precisión el momento de flexión plantar. La activación muscular para cada unidad fue calculada mediante una combinación ponderada de las señales normalizadas de sEMG y el grosor muscular obtenido a través de imágenes de ultrasonido. Posteriormente, el modelo fue calibrado y validado en varias velocidades de marcha, demostrando que este enfoque mejoró significativamente la precisión en la predicción del momento de flexión plantar a lo largo de diferentes velocidades de caminata [39].

2.3.3 Sistemas híbridos basados en sensores WS y NWS. Los laboratorios de análisis del movimiento permiten estudiar los diferentes tipos de movimientos humanos; no obstante, el mayor desarrollo se ha enfocado en estudiar la marcha. Otros tipos de estudio de movimiento disponibles corresponden a análisis de función de extremidad superior, posturografía, estudios de estrategias motoras como “sit to stand”, actos deportivos o estudios ergonómicos [40]. Los laboratorios de análisis de marcha utilizan diferentes combinaciones de los sensores y tecnologías WS y NWS, con esto, se logra reconocer las causas que determinan los problemas en la marcha de estos pacientes [27].

En el Departamento de Medicina Física y Rehabilitación de la Clínica Las Condes en Santiago de Chile, disponen de un laboratorio de análisis de movimiento y marcha que utiliza múltiples tecnologías para evaluar a los pacientes. Estos son instrumentados con marcadores pasivos reflectantes y electrodos de superficie o agujas para registrar la actividad electromiográfica. El paciente es monitoreado mientras camina libremente en un sendero equipado con cámaras infrarrojas, cámaras de video, plataformas de fuerza y sistemas de electromiografía. Los parámetros obtenidos incluyen datos espaciotemporales, cinemáticos y cinéticos articulares, junto con electromiografía dinámica, que se comparan con bases de datos de individuos normales para identificar anomalías y sus posibles causas [40].

En Colombia, la Fundación Maria Cano, cuenta con un laboratorio de análisis del movimiento que se enfoca en el análisis biomecánico de la marcha, especialmente para pacientes con Parálisis Cerebral Infantil (PCI) y enfermedades neurodegenerativas. El objetivo principal es generar diagnósticos para mejorar la marcha de estos pacientes. El

proceso de evaluación, que dura aproximadamente tres horas, comienza con mediciones antropométricas y la colocación de marcadores reflexivos en puntos anatómicos específicos. Estos marcadores guían el sistema de seguimiento mientras el paciente camina en una pista equipada con cámaras infrarrojas de alta velocidad y plataformas de fuerza para registrar con precisión los movimientos y las fuerzas involucradas en la marcha y otras actividades [41].

2.4 CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO

En este capítulo se muestra cómo el análisis de la marcha humana ha experimentado un avance significativo gracias al uso de tecnologías como los sensores inerciales. Estos dispositivos han permitido capturar datos detallados sobre los parámetros espaciotemporales y cinemáticos, lo que ha mejorado la comprensión y el diagnóstico de alteraciones en la marcha. Sin embargo, a pesar de sus múltiples ventajas, como la portabilidad y el bajo costo, los sistemas inerciales aún enfrentan desafíos relacionados con la calibración y la sensibilidad a interferencias externas. El estado del arte revisado en este capítulo sugiere que el futuro del análisis de la marcha se orienta hacia la integración de tecnologías híbridas que combinen sensores portátiles y no portátiles, proporcionando evaluaciones más precisas y completas del movimiento humano en diversos entornos.

3. REDISEÑO DE LA SOLUCIÓN

En este capítulo se expone el proceso de rediseño del sistema propuesto para la medición de parámetros espaciotemporales de marcha, estructurado en seis subcapítulos. En primer lugar, se presentan los requerimientos funcionales, ergonómicos, técnicos y de comunicación que guían el diseño del sistema. Luego, se realiza una valoración de la tecnología existente, analizando su composición física, funcionamiento y limitaciones identificadas. A continuación, se describe la implementación del sistema multisensor, incluyendo la arquitectura, la adquisición de datos y el protocolo de comunicación entre módulos. Posteriormente, se plantea una implementación optimizada utilizando una única IMU, como alternativa simplificada para el cálculo de los parámetros espaciotemporales. Después, se detalla la reestructuración del sistema de sujeción, donde se proponen mejoras sobre el diseño original para cumplir con los requerimientos establecidos. Finalmente, se presentan las conclusiones del capítulo, destacando los avances logrados y las decisiones tomadas durante el rediseño.

3.1 REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA

Este trabajo parte de desarrollos previos realizados en la EIEE de la Universidad del Valle. El sistema Silvereye, desarrollado por Luna [8], es una solución electrónica compacta, portátil e inalámbrica que analiza la cinemática de la marcha humana utilizando siete sensores inerciales, los cuales transmiten sus datos a un octavo módulo concentrador mediante radiofrecuencia; este, a su vez, envía la información al computador por puerto serial [8]. Posteriormente, Villarejo propuso una mejora del sistema eliminando el octavo módulo: en su diseño, uno de los siete sensores también actúa como concentrador y transmite los datos al computador por Bluetooth. Además, utilizan microcontroladores e IMUs diferentes a los empleados por Luna [4], [8]. A partir de estos antecedentes se definen los requerimientos funcionales del sistema de monitorización de marcha, los cuales aseguran su correcto desempeño, precisión y adaptabilidad al usuario. Estos se agrupan en cuatro categorías:

3.1.1 Requerimientos de sujeción y ergonomía. Se refieren a las condiciones y criterios que deben cumplirse para asegurar que el sistema sea cómodo y seguro para el usuario, minimizando la interferencia con el movimiento natural durante la marcha.

- 1. Fijación segura de sensores:** Los sensores inerciales deben fijarse de manera segura al cuerpo del usuario, evitando deslizamientos no deseados durante la marcha.
- 2. Ligereza y baja intrusión:** Los módulos deben ser ligeros y presentar un perfil bajo para no obstaculizar el movimiento natural del usuario durante la marcha.

3. **Ajuste personalizado:** El sistema debe adaptarse a diferentes morfologías y preferencias del usuario.
4. **Ubicación óptima de los sensores:** Deben colocarse en puntos estratégicos del cuerpo para captar adecuadamente la dinámica del movimiento, sin generar molestias.
5. **Libertad de movimiento:** el diseño debe permitir la flexión y extensión normal de las articulaciones.
6. **Temperatura:** los módulos no deben alcanzar temperaturas que generen incomodidad o riesgo de quemaduras.

3.1.2 Requerimientos de precisión. La precisión en el sistema de monitorización de los parámetros espaciotemporales de la marcha es esencial para garantizar la fiabilidad de los datos recopilados. Los requerimientos de precisión más importantes para un sistema de este tipo son:

1. **Precisión angular.** Se requiere una precisión del 1 % en la medición de rotaciones articulares, suficiente para representar con fidelidad el movimiento del tren inferior.
2. **Precisión temporal.** El sistema debe registrar eventos temporales de la marcha (como fases de apoyo y oscilación) con una precisión del 1 %.
3. **Frecuencia de muestreo.** Considerando la dinámica de la marcha y el criterio de Nyquist, se establece una frecuencia mínima de muestreo de 100 Hz, superior a los 60 Hz recomendados en la literatura [4].
4. **Rangos de medición aceptables.** Las IMUs ofrecen rangos de medición amplios y precisos. El acelerómetro, que registra la aceleración en tres ejes, incluyendo la gravedad y el movimiento lineal, tiene un rango de medición de 156.9 m/s^2 . El giroscopio, que proporciona la velocidad de rotación en tres ejes, tiene un rango de 34.91 rad/s , permitiendo un seguimiento preciso de movimientos giratorios. Además, las IMUs cuentan con sensores magnéticos que detectan el campo magnético en tres dimensiones, con un rango de medición de 2500 T, proporcionando valiosa información sobre el entorno magnético circundante [4], [42].

3.1.3 Requerimientos funcionales y operativos

1. **Batería de larga duración.** Ya que se utiliza un sistema de baterías, estas deben tener una duración suficiente para permitir una recopilación de datos de la marcha sin interrupciones.

2. Filtrado y procesamiento de datos. Es necesario implementar algoritmos que filtren y procesen las señales crudas, permitiendo el cálculo fiable de los parámetros espaciotemporales.

3.1.4 Requerimientos de comunicación. Se requiere que el sistema cuente con diversos aspectos de comunicación para garantizar la transferencia eficiente de datos y la interacción de las IMUs entre ellas y con la interfaz de usuario.

1. Comunicación inalámbrica. Es un requisito esencial para garantizar la movilidad del paciente y reducir riesgos de tropiezos por cables. Además, permite que el sistema se use en entornos no clínicos.

2. Ancho de banda. Como condición esencial, la tecnología inalámbrica debe ofrecer una capacidad de ancho de banda adecuada para la transmisión de las señales provenientes de todos los sensores inerciales a la frecuencia de muestreo mínima requerida, que es de 100 Hz [4], [8].

3. Sincronización precisa. Es necesario asegurar una sincronización temporal precisa entre las múltiples IMUs.

3.1.5 Requerimientos de medición de parámetros espaciotemporales. El sistema debe ser capaz de calcular de forma automática y confiable los siguientes parámetros espaciotemporales de la marcha humana, a partir de señales inerciales:

- | | |
|--|---|
| 1. Duración del ciclo de marcha (t_s). | 7. Cadencia (C). |
| 2. Duración del paso (t_p). | 8. Velocidad media de marcha (v). |
| 3. Duración de apoyo (t_a). | 9. Longitud del paso (L_p). |
| 4. Duración de balanceo (t_b). | 10. Longitud de la zancada (L_z). |
| 5. Duración de doble apoyo (t_{da}). | 11. Índice de simetría (SI_{marcha}). |
| 6. Duración de apoyo simple (t_{sa}). | 12. Número de pasos (N pasos) |

Estos parámetros permiten una caracterización funcional del patrón de marcha y son esenciales para el análisis clínico y biomecánico.

3.2 VALORACIÓN DE LA TECNOLOGÍA EXISTENTE

La tecnología disponible en la EIEE de la Universidad del Valle, desarrollada por Villarejo con apoyo del SENA, consiste en un prototipo de sistema de medición inercial compuesto por siete IMUs y módulos de comunicación inalámbrica para analizar parámetros de la marcha [43]. Aunque el hardware se encuentra ensamblado, no se dispone de código fuente, documentación ni evidencia de funcionamiento, por lo que al inicio de este trabajo la solución no resulta operativa. Uno de los objetivos planteados es evaluar y recuperar

dicha tecnología. Para ello, se desarrolla desde cero el protocolo de comunicación inalámbrica, se define la estructura de los datos, se programan rutinas de adquisición y se realizan pruebas de conectividad.

3.2.1 Composición física de la tecnología. El sistema se compone de siete módulos de medición inercial, cada uno equipado con una IMU BNO085 que integra acelerómetro, giroscopio, magnetómetro y microprocesador. Cada módulo cuenta también con un microcontrolador Adafruit Feather M4 Express, un transceptor nRF24L01 para comunicación por radiofrecuencia y una batería de litio de 3.7 V [8]. Uno de los módulos incluye además un dispositivo Bluetooth HC-05 para enviar los datos al computador.

3.2.1.1 Sensor inercial. El sensor BNO085 proporciona señales triaxiales de aceleración, velocidad angular y campo magnético, además de algoritmos internos que entregan orientación 3D precisa en tiempo real y datos calibrados. Sus salidas permiten obtener una caracterización espaciotemporal detallada del movimiento humano [42]. Los parámetros técnicos de sus reportes, como rangos máximos, frecuencias y unidades, se resumen en la Tabla 3 [4], [42].

Tabla 3. Rangos de medición del sensor BNO085

Medida	Frecuencia (Hz)	Bits	Unidad	Rango (+/-)	Ejes
Acelerómetro	400	16	m/s ²	156.96 m/s ²	X,Y,Z
Giroscopio	400	16	°/s	2000 °/s	X,Y,Z
Magnetómetro	100	16	μT	4900 μT	X,Y,Z
Cuaternión	400	16	-	1	W,X,Y,Z

Fuente: elaboración propia, con base en el trabajo de grado, Juan Manuel Luna López [8] y el datasheet del BNO085 [42], [44].

Los datos proporcionados por el sensor BNO085 presentan rangos de medición más amplios y precisos en comparación con el sistema desarrollado por Luna, cumpliendo con el requerimiento 4 de la subsección 3.1.2, por lo que este aspecto no representa limitaciones [8].

3.2.1.2 Comunicación inalámbrica. Cada uno de los siete módulos de medición inercial integra un transceptor nRF24L01, utilizado para establecer comunicación por radiofrecuencia entre ellos [8]. Adicionalmente, uno de los módulos incorpora un dispositivo Bluetooth HC-05 para el envío de datos al computador. Las características técnicas de ambos dispositivos se detallan en la Tabla 4.

Tabla 4. Características de los módulos de comunicación inalámbrica

Característica	HC-05	NRF24L01
Voltaje de Operación	3.6V - 6V DC	1.9V - 3.6V DC
Estándar Inalámbrico	Bluetooth V2.0+EDR	n/a
Banda de Frecuencia	ISM 2.4GHz	ISM 2.4GHz

Modulación	GFSK	GFSK
Potencia de Transmisión	4dBm, Clase 2	0dBm (típico)
Sensibilidad	-84dBm a 0.1% BER	-82dBm a 1Mbps
Alcance	10 metros	Hasta 100 metros (espacio abierto)
Interfaz de Comunicación	Serial TTL	SPI
Velocidad de Transmisión de Datos	1200bps a 1.3Mbps	250kbps, 1Mbps, 2Mbps

Fuente: elaboración propia, con base en el datasheet del nRF24L01 [45] y el datasheet del HC-05 [46].

El uso de comunicación inalámbrica entre los módulos de medición inercial permite cumplir con el requerimiento 1 de la subsección 3.1.4, garantizando una interconexión completamente inalámbrica. Esto resulta esencial tanto para la comodidad como para la seguridad del paciente durante su uso.

3.2.1.3 Componentes adicionales. Cada módulo inercial está equipado con un microcontrolador Adafruit Feather M4 Express, el cual opera a una frecuencia de 120 MHz, cuenta con puertos de entrada/salidas digitales de 3,3 V, lo que lo hace compatible con la IMU BNO085 y los transceptores de comunicación inalámbrica [42], [46], [47]. Este microcontrolador viene preprogramado con soporte para Arduino, incluye conversor USB para conexión directa al computador y adaptador para baterías JST-PH [47]. La alimentación se realiza con una batería de litio de 3.7 V y 1000 mAh. Los esquemáticos completos del hardware pueden consultarse en el ANEXO A.

3.2.2 Pruebas de funcionamiento. Cada uno de los siete módulos inerciales se somete a rigurosas pruebas para verificar el funcionamiento de sus componentes principales, incluyendo las unidades de medición inercial y los módulos de comunicación RF y Bluetooth. Estas pruebas son fundamentales para identificar y reemplazar cualquier componente defectuoso y asegurar la integridad de la totalidad del sistema.

3.2.2.1 Pruebas de las IMU. Inicialmente se llevan a cabo pruebas que evalúan el funcionamiento de las IMU. Se utiliza un código base de Arduino proporcionado por Adafruit [48], que se adapta específicamente para el microcontrolador Adafruit Feather M4 Express y la arquitectura de conexiones. El objetivo principal de esta prueba es observar los valores de los vectores cuaternión, acelerómetro y giroscopio generados por los sensores BNO085.

1. Pruebas de orientación: Para evaluar la precisión y la estabilidad de los valores de orientación de las IMUs, se realizan dos pruebas específicas: estabilidad en reposo y consistencia de rotaciones.

Prueba de estabilidad en reposo de orientación: esta prueba tiene como objetivo analizar la estabilidad de los valores reportados por la IMU cuando se encuentra en reposo, lo que permite detectar errores de *offset*, deriva o ruido excesivo. Para esto,

los módulos se colocan sobre una superficie estable y se registra la salida del cuaternión durante 300 segundos, analizando la variación en los datos para identificar cualquier desviación no deseada. La Tabla 5 presenta un resumen de los valores de orientación del cuaternión (Q_r, Q_i, Q_j, Q_k) reportados por cada uno de los 7 módulos, incluyendo máximos, mínimos, media y desviación estándar. Los resultados muestran que los valores permanecen estables en el tiempo, sin evidenciar cambios bruscos ni tendencias crecientes o decrecientes, lo que confirma la correcta estabilidad de la medición y la ausencia de offset, derivas acumulativas o ruido excesivo.

Tabla 5. Resumen estadístico de los valores de orientación del cuaternión para los 7 módulos

Módulo	Componente	Media	Valor min.	Valor max.	StdDev	Norma
0	Qr	0,354	0,354	0,355	0,00050	1
	Qi	0,372	0,372	0,373	0,00023	
	Qj	0,628	0,627	0,629	0,00021	
	Qk	0,583	0,582	0,583	0,00049	
1	Qr	0,666	0,666	0,667	0,00014	1
	Qi	-0,176	-0,177	-0,176	0,00016	
	Qj	-0,704	-0,704	-0,704	0,00000	
	Qk	-0,166	-0,167	-0,165	0,00020	
2	Qr	0,671	0,668	0,672	0,00058	1
	Qi	-0,096	-0,097	-0,091	0,00183	
	Qj	-0,730	-0,733	-0,73	0,00030	
	Qk	-0,076	-0,077	-0,073	0,00179	
3	Qr	0,645	0,639	0,647	0,00098	1
	Qi	0,239	0,236	0,255	0,00301	
	Qj	-0,685	-0,686	-0,681	0,00120	
	Qk	0,235	0,232	0,244	0,00281	
4	Qr	0,631	0,63	0,631	0,00037	1
	Qi	-0,303	-0,304	-0,303	0,00002	
	Qj	-0,648	-0,649	-0,648	0,00023	
	Qk	-0,298	-0,298	-0,297	0,00021	
5	Qr	0,672	0,667	0,674	0,00090	1
	Qi	-0,245	-0,248	-0,24	0,00217	
	Qj	-0,660	-0,666	-0,658	0,00072	
	Qk	-0,225	-0,228	-0,223	0,00223	
6	Qr	0,030	0,028	0,032	0,00146	1
	Qi	0,708	0,707	0,711	0,00032	
	Qj	-0,042	-0,044	-0,036	0,00136	
	Qk	0,704	0,7	0,704	0,00051	

Fuente: elaboración propia, a partir de los datos de orientación en cuaterniones de los 7 módulos.

Los datos obtenidos permiten verificar si los cuaterniones entregados por los módulos cumplen con la condición de ser unitarios, es decir, que su norma sea igual a uno

($\|q\| = 1$). Que los cuaterniones sean unitarios es fundamental, ya que garantiza rotaciones precisas, lo que evita errores acumulativos en la estimación de la orientación. Si cuaternión pierde su normalización, las estimaciones de orientación pueden volverse erróneas. Para validar esto, se utiliza la herramienta de MATLAB para calcular la norma de todos los cuaterniones reportados en cada instante de las pruebas. Los resultados confirman que todos los cuaterniones registrados son unitarios, esto asegura así la fiabilidad de las mediciones de orientación.

Prueba de consistencia en rotaciones: esta prueba tiene como propósito verificar si el sensor reporta cambios consistentes en la orientación cuando se somete a una rotación de ángulos conocidos. Para esto, primero se fija la IMU en una posición estable y se reporta la posición inicial. Después, se realiza una rotación exacta en 90° en los ejes (X, Y, Z) y se registran los valores. Por último, los cuaterniones obtenidos antes y después de la rotación se convierten a ángulos Euler para comprobar la precisión del cambio. Si los valores no coinciden con $\pm 90^\circ$ o aproximado en el eje esperado, el sensor presenta un error de escala o desalineación. En la Tabla 6 se presentan los resultados de las pruebas de consistencia por cada sensor.

Tabla 6. Pruebas de consistencia de rotaciones

Módulo	Eje de rotación	Diferencia angular	Consistencia
0	X	90,03	Si
	Y	-89,62	Si
	Z	91,39	Si
1	X	89,97	Si
	Y	-90,78	Si
	Z	90,51	Si
2	X	91,22	Si
	Y	-91,12	Si
	Z	90,01	Si
3	X	89,73	Si
	Y	-89,59	Si
	Z	91,01	Si
4	X	90,85	Si
	Y	-90,60	Si
	Z	91,23	Si
5	X	90,08	Si
	Y	-89,98	Si
	Z	91,06	Si
6	X	91,67	Si
	Y	-90,54	Si
	Z	89,28	Si

Fuente: elaboración propia, a partir de las pruebas de rotación de las IMUs.

- Pruebas de acelerómetro:** el acelerómetro es el sensor que mide la aceleración total en los 3 ejes (a_x, a_y, a_z), que incluye tanto la aceleración del movimiento como la

aceleración gravitacional ($g = 9.8 \text{ m/s}^2$). Para determinar si el acelerómetro presenta un desplazamiento de *offset* cuando se encuentra en reposo, se realiza una prueba estática, colocando las IMUs en seis orientaciones diferentes sobre una superficie plana y estable. En cada una de estas posiciones se espera registrar valores cercanos a los indicados en la Tabla 7, correspondientes a la proyección del vector gravedad sobre cada eje.

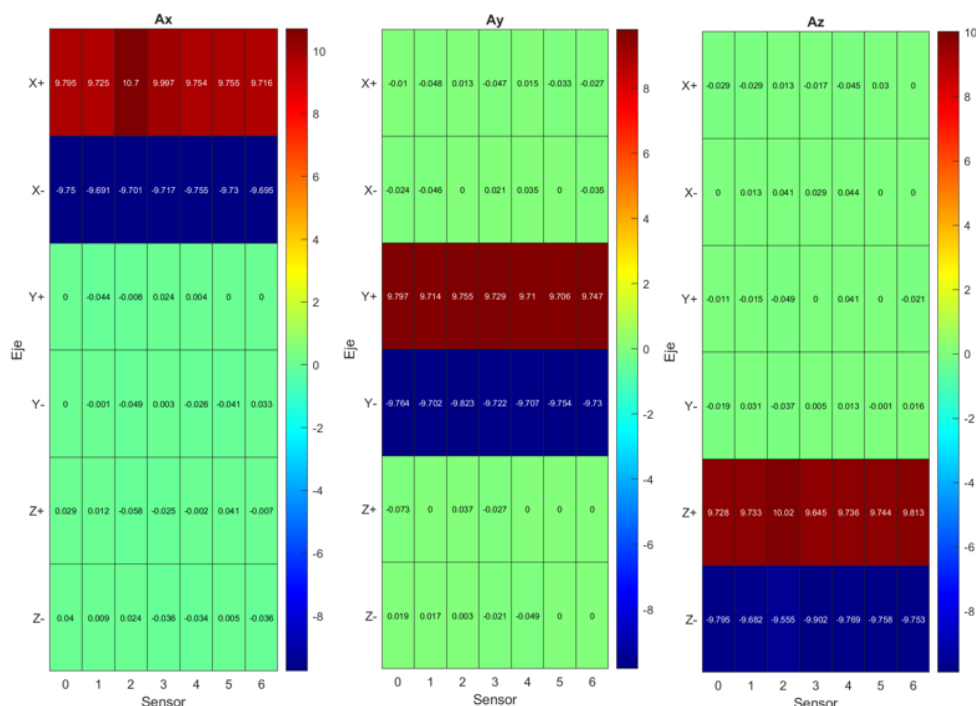
Tabla 7. Valores de aceleración esperados

Eje	Posición	Lectura aproximada
X	Hacia arriba	$(9.8, 0, 0) \text{ m/s}^2$
	Hacia abajo	$(-9.8, 0, 0) \text{ m/s}^2$
Y	Hacia arriba	$(0, 9.8, 0) \text{ m/s}^2$
	Hacia abajo	$(0, -9.8, 0) \text{ m/s}^2$
Z	Hacia arriba	$(0, 0, 9.8) \text{ m/s}^2$
	Hacia abajo	$(0, 0, -9.8) \text{ m/s}^2$

Fuente: elaboración propia, basado en Baker 2018 [23].

Se registran los valores en cada posición para cada uno de los 7 sensores y se promedian los resultados en cada eje. En el siguiente gráfico de calor se muestran los valores promediados obtenidos.

Ilustración 5. Mapas de calor pruebas de acelerómetro

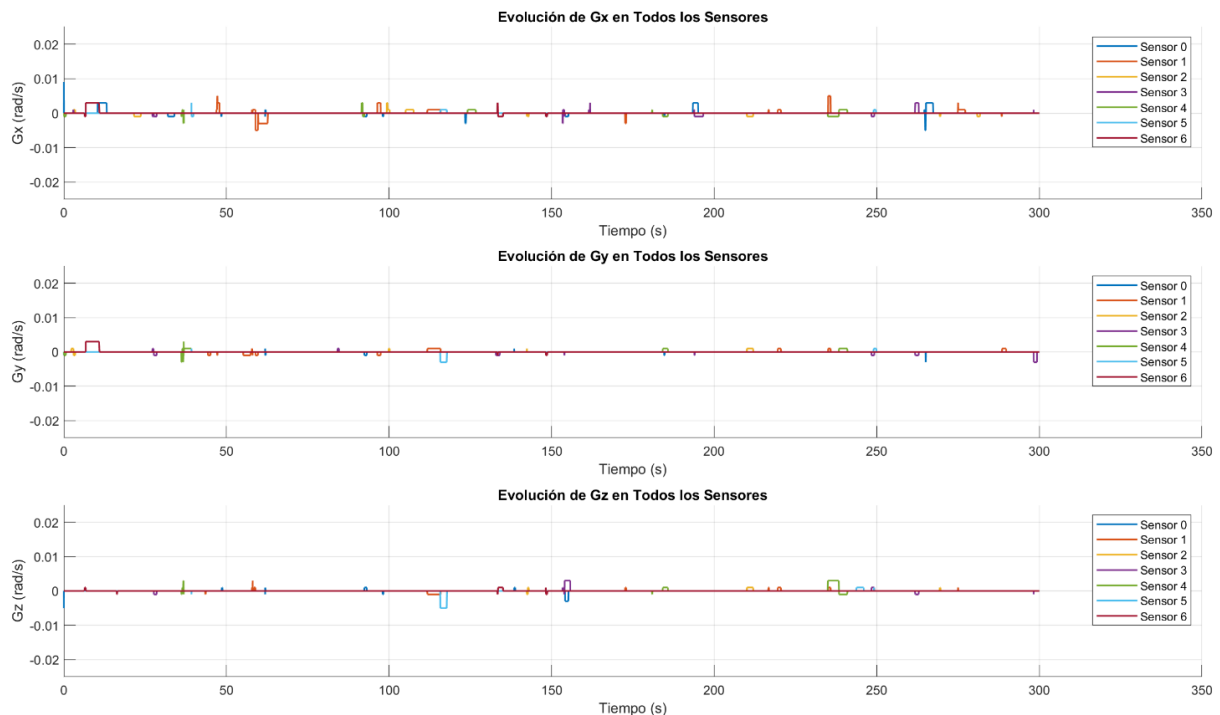


Fuente: elaboración propia, a partir de los datos de los acelerómetros de los 7 módulos.

En la Ilustración 5 se presentan mapas de calor que muestran la aceleración medida en los ejes Ax, Ay y Az para los siete sensores bajo distintas orientaciones (X+, X-, Y+, Y-, Z+, Z-). Cada gráfico permite visualizar cómo varía la aceleración según la dirección del movimiento, con colores cálidos representando valores positivos altos, fríos los negativos y verdes los cercanos a cero. Los resultados fueron coherentes con lo esperado: las máximas aceleraciones se registraron en la dirección correspondiente y tendieron a cero en las restantes. El error promedio fue del 0.8%, dentro del margen definido en el requerimiento 1 de la subsección 3.1.2, atribuido a factores externos como vibraciones o efectos del encapsulado, sin evidencia de *offset*.

3. Pruebas de giroscopio: el giroscopio mide la velocidad angular en los tres ejes ($\omega_x, \omega_y, \omega_z$), proporcionando información sobre la rotación del sensor. Cuando se encuentra en reposo, los datos esperados en sus tres ejes deben ser cero (0,0,0). Sin embargo, los giroscopios son propensos a errores de bias y deriva, lo que puede afectar las mediciones. Por lo tanto, para evaluar los errores, se realizan pruebas estáticas colocando la IMU en reposo sobre una superficie estable y registrando los valores del giroscopio durante 5 minutos (300 segundos) para determinar la presencia de bias o derivas acumulativas. En la Ilustración 6 se muestra la evolución temporal de los datos de los siete sensores en los tres ejes. Las fluctuaciones observadas fueron leves, sin tendencia creciente o desplazamientos constantes, lo que indica ausencia de *offset* y derivas acumulativas. Estas variaciones se atribuyen a ruido externo y no comprometen la precisión de las mediciones.

Ilustración 6. Pruebas de giroscopios



Fuente: elaboración propia, a partir de los datos de los giroscopios de los 7 módulos.

Los resultados confirman que los módulos cumplen con los requisitos de precisión angular y temporal definidos en los requerimientos 1 y 2 de la subsección 3.1.2 gracias al desempeño confiable del sensor BNO085.

3.2.2.2 Prueba de transceptores RF. Para probar la comunicación inalámbrica mediante RF, se implementan pruebas iniciales de transmisión enviando mensajes cortos entre dos módulos (un maestro y un esclavo) y aumentando sucesivamente la cantidad de módulos interconectados. La Tabla 8 presenta los resultados obtenidos en estas pruebas, incluyendo el número de esclavos conectados, la cantidad de mensajes enviados y recibidos, y el porcentaje de éxito en la transmisión para cada caso.

Tabla 8. Pruebas de conexión con transductores RF

N° esclavos conectados	Mensajes enviados	Mensajes recibidos	Porcentaje de éxito
1	500	500	100%
2	1000	1000	100%
3	1500	1500	100%
4	2000	2000	100%
5	2500	2500	100%
6	3000	3000	100%

Fuente: elaboración propia, a partir de las pruebas de conexión entre los módulos.

Estas pruebas permiten verificar la estabilidad y fiabilidad de la comunicación RF, asegurando que los módulos pueden intercambiar datos de manera efectiva sin interferencias ni pérdidas significativas de señal. A partir de esta prueba se identificaron dos transceptores nRF24L01 en mal estado, los cuales fueron reemplazados.

3.2.2.3 Pruebas adicionales. En cuanto a la comunicación Bluetooth, se realizan pruebas para verificar el intercambio bidireccional de información. Se envían y reciben mensajes entre un módulo y un dispositivo móvil, comprobando la correcta transmisión de datos en ambas direcciones.

Además de realizar pruebas en los componentes electrónicos, se evalúa la robustez y resistencia de las carcasas preliminares de los módulos inerciales. Para esto, se analiza inicialmente el sistema de sujeción original, identificando dificultades durante el mantenimiento, ya que la batería se encuentra originalmente bajo la placa electrónica, lo que implica desensamble completo del módulo para su reemplazo. Este procedimiento resulta poco práctico y genera alto riesgo de daño estructural, y que durante el proceso de desarmado se fractura la carcasa de PLA. Al mismo tiempo, en colaboración con el equipo de fisioterapeutas del laboratorio de análisis de marcha de la Universidad del Valle, sede San Fernando, se lleva a cabo una revisión exhaustiva del sistema donde se valora la comodidad del sistema tanto para el paciente como para el personal de salud. Se evidencia que las bandas de sujeción no son adecuadas y que la base plana

de los módulos dificulta la estabilidad sobre las extremidades, provocando deslizamientos durante la marcha.

Finalmente, se efectúan ensayos de resistencia mecánica comparando prototipos fabricados en PLA y TPU. Estos incluyen pruebas de impacto frente a caídas controladas y cargas dinámicas, con el fin de simular condiciones de uso real. Los resultados confirman la necesidad de reformar el diseño y los materiales de las carcasas para mejorar su durabilidad y ergonomía.

3.3 IMPLEMENTACIÓN DEL SISTEMA MULTISENSOR

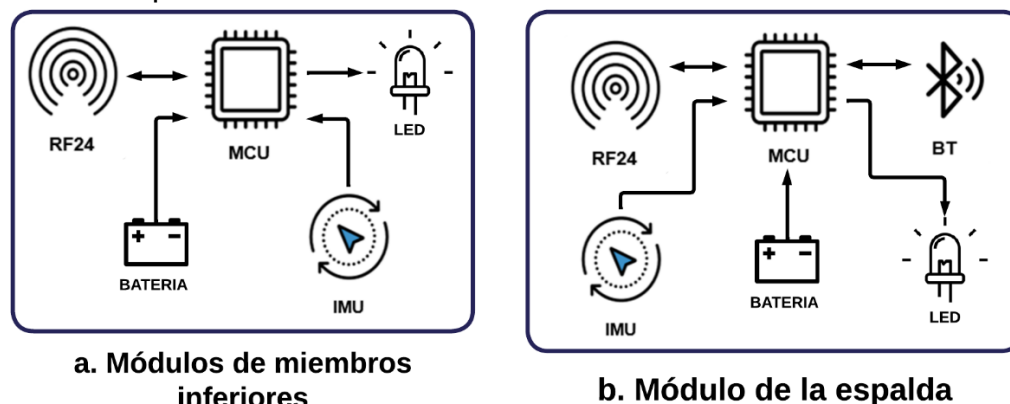
Una vez se verifica el funcionamiento adecuado de los componentes físicos y los canales de comunicación de la tecnología existente, se procede al desarrollo e implementación del sistema multisensor completo. Esta red está conformada por seis módulos esclavos y un módulo maestro, que se comunican entre sí mediante enlaces de radiofrecuencia (RF), mientras que el maestro transmite la información recopilada al computador a través de comunicación Bluetooth.

El propósito de esta sección es describir la arquitectura adoptada, el protocolo de comunicación desarrollado y el esquema de adquisición de datos implementado para dejar operativa la solución heredada, con fines evaluativos. Esta implementación permite analizar la viabilidad de la instrumentación existente mediante pruebas funcionales. La arquitectura original del sistema propuesta por Villarejo se basa en el trabajo previo desarrollado por Luna, orientado a la estimación de parámetros cinemáticos de la marcha a partir de datos de orientación en formato de cuaterniones [4], [8], [43], [49]. Con el fin de mantener la compatibilidad con estos desarrollos previos en la EIEE y evaluar del sistema en condiciones reales de operación, en este trabajo se diseña desde cero el protocolo de comunicación y el sistema de adquisición de datos necesarios para operar la red multisensor. Si bien el procesamiento de parámetros cinemáticos no forma parte del alcance de este proyecto, se conserva la transmisión de datos de orientación en cuaterniones, en coherencia con las aplicaciones anteriores desarrolladas en este contexto.

3.3.1 Arquitectura de la solución del sistema multisensor. La arquitectura del sistema multisensor diseñado para la estimación de parámetros de marcha humana está compuesta por siete módulos inerciales. Cada uno integra un sensor BNO085, un microcontrolador Adafruit Feather M4 Express para el procesamiento local, y un módulo NRF24L01 para la transmisión inalámbrica. Un módulo maestro centraliza la red, recibe los datos de los módulos esclavos y los envía mediante Bluetooth (HC-05) a un dispositivo externo para almacenamiento o análisis. La Ilustración 7 muestra la arquitectura del sistema, la cual es modular y escalable, permitiendo la sincronización eficiente de

múltiples fuentes de datos inerciales y sirviendo como base operativa del sistema de adquisición remota.

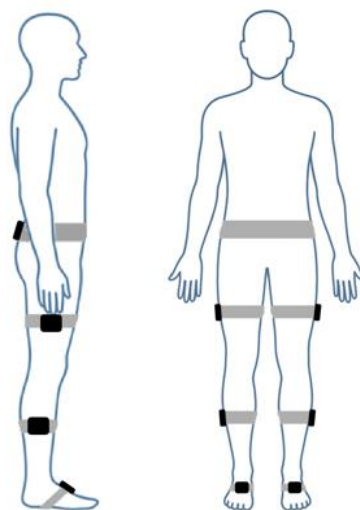
Ilustración 7. Composición de los módulos de medición inercial



Fuente: elaboración propia, con base en el trabajo de grado, Juan Manuel Luna López [8]. Iconos tomados de página web flaticon.com [50], [51], [52], [53], [54], [55]

3.3.1.1 Posicionamiento de los sensores en el cuerpo. La arquitectura del sistema multisensor utiliza siete IMUs distribuidas estratégicamente para capturar la dinámica de la marcha. El sensor principal, ubicado en la zona lumbar cerca del centro de gravedad del cuerpo, también actúa como concentrador, registrando el movimiento global del tronco y facilitando la sincronización. Las otras IMUs se colocan bilateralmente en muslos, tibias y empeines como se muestra en la Ilustración 8, permitiendo una medición precisa de la orientación y movimiento de los segmentos clave de las extremidades inferiores durante el ciclo de marcha.

Ilustración 8. Ubicación del sistema multisensor en el cuerpo humano



Vista lateral

Vista frontal

Fuente: elaboración propia, con base en el trabajo de grado, Juan Manuel Luna [8].

Basado en esta arquitectura, se diseña un protocolo de comunicación que interconecta los siete módulos, permitiendo que los datos recolectados sean transmitidos de manera inalámbrica de forma eficiente.

3.3.2 Adquisición de datos de orientación. Los módulos desarrollados por Luna cumplían con los requerimientos de precisión angular y temporal, correspondientes a los requerimientos 1 y 2 de la subsección 3.1.2, usando el sensor BNO055 [8]. El sensor BNO085, empleado en este sistema, es más avanzado y adquiere el mismo tipo de datos, por lo que también se considera adecuado para estos requerimientos. Cada módulo obtiene datos de orientación en cuaterniones (R, I, J, K) a partir del reporte optimizado "*Rotation Vector*", que combina información del acelerómetro, giroscopio y magnetómetro, brindando orientación absoluta con alta precisión [56]. Esta elección se basa en su uso previo en estudios de la EIEE para cálculo de parámetros cinemáticos. Además, cada módulo posee un identificador único que permite diferenciar la procedencia de los datos.

Tal como se resume en la Tabla 3, las especificaciones de resolución, rangos y frecuencias de muestreo consignadas en la hoja de datos del BNO085 superan los mínimos requeridos para este trabajo. En particular, la posibilidad de configurar tasas de salida de hasta 400 Hz en orientación, acelerómetro y giroscopio permite sobre muestrear y decimar a 100 Hz, garantizando la adquisición estable a la frecuencia definida [44]. La Ilustración 9 presenta una captura de pantalla de la consola serial de Arduino utilizada únicamente con fines gráficos, en la que se visualizan los valores de orientación reportados por el sensor BNO085 en formato de cuaternión. Cabe aclarar que, para la adquisición y de datos empleada en este trabajo, la información se obtiene en formato de números flotantes separados por comas, lo que facilita su posterior procesamiento.

Ilustración 9. Datos del vector orientación

```
Rotation Vector - r: 0.07 i: 0.00 j: 1.00 k: 0.04
Rotation Vector - r: 0.07 i: 0.00 j: 1.00 k: 0.04
Rotation Vector - r: 0.07 i: -0.04 j: 1.00 k: 0.04
Rotation Vector - r: 0.07 i: -0.02 j: 0.72 k: 0.70
Rotation Vector - r: 0.05 i: -0.04 j: 0.69 k: 0.72
```

Fuente: elaboración propia, a partir de los códigos de prueba de los sensores.

Adicionalmente, el microcontrolador adiciona a cada paquete de datos un timestamp generado con `millis()`. Este valor no es transmitido por la IMU, sino que corresponde al tiempo en milisegundos desde el encendido del microcontrolador. De esta forma, cada lectura queda asociada a un instante preciso, asegurando coherencia temporal entre módulos y una correcta reconstrucción del patrón de marcha.

3.3.3 Formato de los datos del sistema multisensor. Los datos adquiridos de las IMUs, como se muestra en la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**, son números racionales con signo y dos decimales. Para almacenar estos valores en Arduino,

la variable más adecuada es *float*, ya que permite manejar números decimales y signos sin comprometer la precisión. Cada módulo también tiene un identificador único, almacenado como *int*, lo que permite diferenciar su origen y facilita la expansión del sistema en aplicaciones más complejas con interconexión RF. Adicionalmente, cada paquete de datos incluye un *timestamp* generado con *millis()*, que registra el tiempo desde el encendido del microcontrolador. Esto permite asociar cada lectura con un instante preciso, asegurando coherencia temporal entre módulos y una correcta reconstrucción del patrón de marcha. El *timestamp* se almacena como *unsigned long*, ocupando 4 bytes en memoria.

Inicialmente, la estructura de datos incluye una variable de tiempo de adquisición, un identificador de 2 bytes y 4 flotantes para orientación, lo que suma 22 bytes por paquete. Considerando que en el futuro podrían incorporarse los valores del acelerómetro y del giroscopio en los tres ejes (6 flotantes adicionales), el tamaño proyectado del paquete sería de 46 bytes, superando el límite de 32 bytes por paquete del nRF24L01 [45]. Por esta razón, es necesario optimizar la estructura de datos para que su tamaño sea compatible con la transmisión por RF. Para resolver esto, se optimiza la estructura convirtiendo los *float* (4 bytes) a *int* (2 bytes). Como los valores de la IMU pueden exceder el rango de un *int* (-32768 a 32767), se aplica un factor de escalamiento basado en el rango máximo del sensor expresado en la Tabla 3, permitiendo representar los datos sin perder información relevante. El factor de escala se calcula como:

$$factor\ de\ escala = \frac{32767}{valor\ máximo\ del\ reporte}. \quad (1)$$

Donde el factor de escala es el multiplicador aplicado a cada dato, y el valor máximo del reporte corresponde al rango superior del valor generado por el sensor. Se tiene entonces para los datos de orientación, donde el valor máximo es 1, el factor se calcula como:

$$factor\ de\ escala\ cuaternión = \frac{32767}{1} = 32767. \quad (2)$$

Cada componente de orientación es multiplicado por su respectivo factor de escala antes de la transmisión, aprovechando así el rango completo de enteros y evitando saturaciones. Esta optimización reduce el tamaño de los datos en aproximadamente un 50 %, mejorando tanto el uso de memoria como el ancho de banda. Con la incorporación del *timestamp* y la conversión a enteros, la estructura final ocupa 14 bytes por paquete: identificador del nodo (*int16_t*), los cuatro componentes del cuaternión (*int16_t* × 4) y una marca temporal (*uint32_t*). La estructura resultante se presenta en la Tabla 9.

Tabla 9. Estructura de envío de datos escalados en el sistema multisensor

Tipo de dato	Variable	Tamaño	Descripción
unit32_t	timestamp	4 bytes	Tiempo local de adquisición

int16_t	ID	2 bytes	Identificador único del módulo
int16_t	QR	2 bytes	Componente real de cuaternión
int16_t	QI	2 bytes	Componente i del cuaternión
int16_t	QJ	2 bytes	Componente j del cuaternión
int16_t	QK	2 bytes	Componente k del cuaternión

Fuente: elaboración propia, a partir de los códigos de los sensores.

3.3.4 Frecuencia de adquisición. De acuerdo con el requerimiento 3 de la subsección 3.1.2, el sistema debe operar a una frecuencia de muestreo de 100 Hz, es decir, cada sensor debe capturar y transmitir 100 datos por segundo para garantizar la precisión en la medición de los parámetros de la marcha humana. Cada módulo de medición inercial genera una estructura de datos que contiene seis campos, compuestos por un valor de tiempo de 4 bytes y cinco valores enteros de 2 bytes cada uno: un identificador del módulo y los cuatro componentes del cuaternión (QR, QI, QJ, QK). Esto da como resultado una carga de datos por paquete de 14 bytes.

Con una frecuencia de muestreo de 100 Hz, bajo un cálculo ideal, cada módulo esclavo debería transmitir $14 \text{ bytes} \times 100 \text{ Hz} = 1400 \text{ bytes por segundo}$, equivalentes a 11.2 kbps considerando $1 \text{ byte} = 8 \text{ bits}$. Sin embargo, en comunicaciones seriales UART cada byte de datos se transmite con bits adicionales de inicio y parada, lo que en la práctica supone 10 bits por byte. Con esta corrección, el caudal real requerido por cada módulo asciende a $1400 \text{ bytes/s} \times 10 \text{ bits} = 14 \text{ kbps}$ [57].

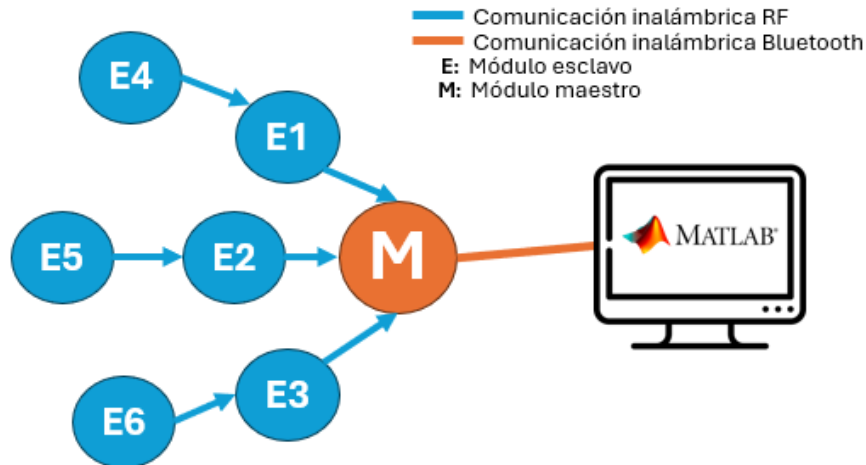
El módulo maestro no solo transmite sus propios datos, sino también la información recopilada desde los seis módulos esclavos. Esto significa que debe gestionar un volumen total equivalente a siete módulos, es decir, 9800 bytes por segundo ($14 \text{ bytes} \times 100 \times 7$), que equivalen a 98 kbps efectivos al considerar la sobrecarga de 10 bits por byte. Esta cifra representa la tasa mínima que debe manejar el enlace Bluetooth para sostener la comunicación a 100 Hz sin pérdidas de información [57].

Además de la sobrecarga, en la práctica pueden presentarse caracteres de control, variaciones en el baudrate o retransmisiones por interferencia. Para cubrir estas situaciones se define un margen de seguridad configurando el HC-05 en el baudrate estándar superior, 230.4 kbps, lo que asegura más del doble de la capacidad requerida frente a los ~98 kbps calculados.

3.3.5 Protocolo de comunicación del sistema multisensor. El protocolo de comunicación diseñado para el sistema heredado consta en la interconexión de los 7 módulos inerciales dentro de una arquitectura de comunicación maestro-esclavo, implementada mediante radiofrecuencia (RF), utilizando transceptores nRF24L01. En este esquema, los seis módulos ubicados en los miembros inferiores actúan como nodos esclavos, mientras que el módulo ubicado en la espalda actúa como maestro y concentrador de información, el cual organiza y la envía a un ordenador a través de una

conexión bluetooth utilizando un módulo HC-05, para su posterior procesamiento como se puede observar en la Ilustración 10.

Ilustración 10. Esquema general de la comunicación del sistema

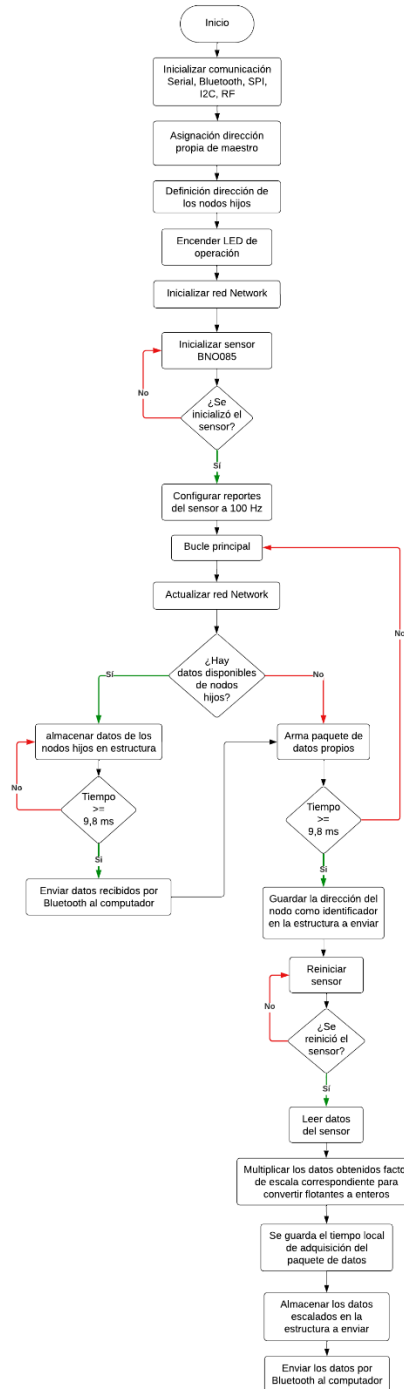


Fuente: elaboración propia, con base en el trabajo de grado, Juan Manuel Luna [8]. Iconos tomados de página web flaticon.com y 1000marcas.net [58], [59].

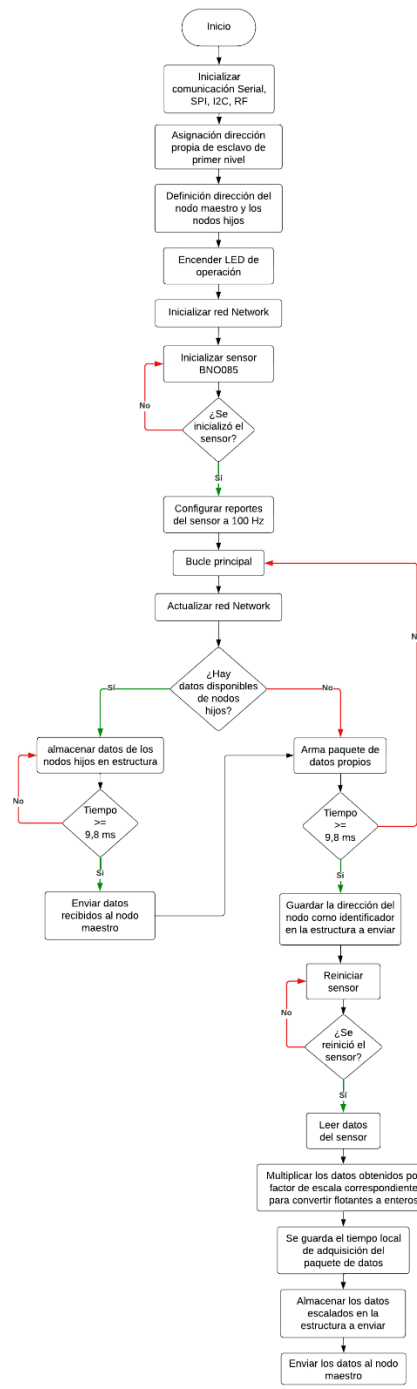
3.3.6 Arquitectura de la red. La eficiencia del sistema de comunicación depende de la capacidad del transceptor nRF24L01. Uno solo de estos transceptores puede escuchar activamente hasta seis módulos simultáneamente, gracias a su función "*Multiceiver*", que permite que varios transmisores se comuniquen con un único receptor centralizado. Cada canal de RF se subdivide en seis canales de datos paralelos denominados "tubos de datos", cada uno de los cuales tiene su propia dirección física y puede configurarse de manera individual. Esta configuración permite al receptor central actuar como un concentrador que recoge la información de hasta seis nodos transmisores al mismo tiempo. Sin embargo, aunque el receptor central puede escuchar a varios nodos simultáneamente, solo puede comunicarse con un tubo o nodo a la vez [45], [60].

Para la organización y gestión de esta red de comunicación, se utiliza la librería RF24Network, que utiliza la capacidad "*Multiceiver*" del transceptor para crear una red organizada en una topología de árbol [61]. En esta topología, un nodo actúa como base o raíz, mientras que los demás nodos son hijos, conectados jerárquicamente ya sea directamente al nodo base o a otros nodos intermedios. En la red *Network* cada nodo puede tener hasta 5 hijos y esto puede llegar hasta 5 niveles de profundidad, por lo que puede crearse una red de un total de 3125 nodos. Cada nodo se define con una dirección que describe su posición del nodo dentro del árbol como se observa en la Ilustración 11 [62].

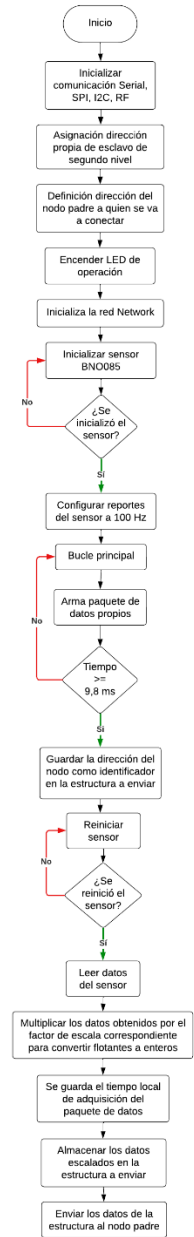
Ilustración 12. Diagrama de flujo módulos



a. Módulo maestro



b. Módulos esclavos nivel 1



c. Módulos esclavos nivel 2

Fuente: elaboración propia, a partir de los algoritmos de funcionamiento de la red inalámbrica de comunicación.

3.4 IMPLEMENTACIÓN OPTIMIZADA CON UNA IMU

En el anteproyecto de este trabajo de grado se define que el objetivo principal era el cálculo de parámetros espaciotemporales de la marcha humana [63]. A partir de este enfoque, y con el propósito de desarrollar una solución competitiva frente al sistema comercial G-WALK disponible en la Universidad del Valle, el cual opera con una sola IMU, se exploró una implementación optimizada que prescinde del sistema multisensor inicialmente diseñado por Villarejo [43], [64]. Como resultado, se desarrolla un sistema que permite medir dichos parámetros utilizando únicamente una IMU, lo cual simplifica el diseño y reduce la complejidad de implementación.

3.4.1 Justificación técnica del uso de una única IMU. La decisión de utilizar una sola IMU para el desarrollo del sistema se sustenta en lo definido en el anteproyecto: calcular los parámetros espaciotemporales de la marcha humana. Para este análisis no es estrictamente necesario una configuración multisensorial, ya que varios estudios y sistemas comerciales demuestran que pueden utilizarse desde dos hasta sola una IMU ubicadas estratégicamente, proporcionan información suficiente para dicho cálculo. En particular, el sistema comercial G-WALK de BTS Bioengineering, disponible en la Escuela de Rehabilitación Humana de la Universidad del Valle y utilizado como referente en este trabajo, emplea una sola IMU ubicada en la región lumbar del paciente para estimar parámetros espaciotemporales de la marcha [65]. Basado en esta arquitectura, el sistema desarrollado en este trabajo se optimizó para utilizar una única unidad inercial situada también en la zona lumbar, lo que permite reducir el número de componentes, facilitar el uso y ser menos invasiva para el paciente.

Durante la revisión de la literatura se identifican múltiples trabajos que emplean diversas configuraciones tecnológicas para la medición de parámetros espaciotemporales de la marcha utilizando IMUs. Algunos trabajos emplean múltiples IMUs distribuidas en diferentes segmentos del cuerpo, especialmente en el tren inferior; otros utilizan tres sensores (uno en cada miembro inferior y otro en la zona lumbar); algunos se limitan a dos IMUs ubicadas en los miembros inferiores; y existen también propuestas que emplean una única IMU en la espalda [26], [29], [30], [66], [67], [68], [69], [70], [71], [72], [73], [74], [75]. En particular, varios estudios con IMUs han demostrado su utilidad para detectar eventos clave de la marcha como el contacto de talón (*Heel Strike*) y el despegue del pie (*Toe Off*), a partir de los cuales se calculan diversos parámetros espaciotemporales [26], [29], [66], [70], [73], [74]. En este trabajo se retoman los principios de detección de eventos temporales pero adaptados a una única IMU en la espalda.

3.4.2 Arquitectura de la implementación optimizada con una IMU. La implementación optimizada del sistema se basa en el uso de un único módulo de medición inercial ubicado

en la región lumbar del usuario, tal como se muestra en la Ilustración 13. Este módulo integra un transductor de comunicación Bluetooth, lo que permite transmitir de forma autónoma los datos necesarios para la valoración de la marcha. La elección de esta ubicación se justifica por su proximidad al centro de gravedad del cuerpo, lo que permite captar de manera representativa el desplazamiento global del tronco a través de señales rítmicas y oscilatorias características del patrón de marcha.

Ilustración 13. Ubicación de la IMU en el sistema optimizado



Fuente: Imagen generada por Chat GPT.

Además, la región lumbar ofrece una posición estable durante el movimiento, con mínima interferencia por parte del entorno o del propio usuario. Esto no solo mejora la precisión en el cálculo de los parámetros espaciotemporales, sino que también evita el impacto directo del suelo sobre el sensor, como ocurre con dispositivos colocados en los pies o tobillos. Su colocación en la espalda baja resulta, por tanto, menos intrusiva y más ergonómica. El uso de una sola IMU reduce significativamente la complejidad del sistema, así como el consumo energético y el peso total del dispositivo. Esta arquitectura simplificada convierte al sistema propuesto en una alternativa viable y competitiva frente a soluciones comerciales como el BTS G-Walk, un sistema validado que también emplea una única IMU en la región lumbar para realizar análisis de marcha en contextos clínicos y de rehabilitación [65].

3.4.3 Formato de los datos del sistema optimizado con una IMU. El sistema de una única IMU adquiere los mismos tipos de datos que el sistema comercial G-WALK, en el cual se basa este diseño: aceleración, orientación y velocidad angular (giroscopio). Tal como se describió en la sección 3.3.3, el informe de orientación se entrega en cuaterniones representado mediante números racionales con signo. De forma similar, los informes de aceleración y velocidad angular proporcionan datos en los tres ejes espaciales (X, Y, Z), también expresados como números racionales con signo. Estos datos permiten analizar tanto la posición del cuerpo en el espacio como su movimiento durante el ciclo de marcha. A continuación, se describen los vectores de movimiento adicionales obtenidos por el sensor:

- **Vector de aceleración:** este vector proporciona mediciones de aceleración en los tres ejes, que incluyen tanto la aceleración gravitacional como la generada por el movimiento lineal del dispositivo. Las mediciones se expresan en metros por segundo al cuadrado (m/s^2) y son esenciales para analizar cómo se desplaza el dispositivo en el espacio [56]. La Ilustración 14 muestra un ejemplo de los datos de aceleración adquiridos por el sensor, representando cada componente en los ejes X, Y y Z.

Ilustración 14. Datos del vector aceleración

```
Vector de acelerómetro - x: -0.62 y: 0.12 z: -9.64
Vector de acelerómetro - x: -0.62 y: 0.16 z: -9.68
Vector de acelerómetro - x: -0.66 y: 0.04 z: -9.64
Vector de acelerómetro - x: -0.74 y: 0.08 z: -9.61
Vector de acelerómetro - x: -0.70 y: 0.12 z: -9.61
```

Fuente: elaboración propia, a partir de los códigos de prueba de los sensores.

- **Vector de velocidad angular o giroscopio:** ofrece mediciones de velocidad de rotación del dispositivo en torno a los ejes X, Y y Z, expresadas en radianes por segundo (rad/s). Estos datos permiten rastrear la rapidez con la que el dispositivo está girando y permiten determinar la orientación angular del módulo [56]. En la Ilustración 15 se presentan los datos correspondientes a la velocidad angular.

Ilustración 15. Datos de velocidad angular

```
Vector de giroscopio - x: 0.00 y: -0.00 z: -0.00
Vector de giroscopio - x: 0.05 y: 0.02 z: 0.25
Vector de giroscopio - x: -0.02 y: 0.01 z: 0.00
Vector de giroscopio - x: -0.41 y: 1.45 z: 0.56
Vector de giroscopio - x: -0.01 y: 0.38 z: 0.25
```

Fuente: elaboración propia, a partir de los códigos de prueba de los sensores.

Cabe destacar que, en esta solución optimizada, se reutiliza el mismo módulo concentrador del sistema multisensor, aprovechando su capacidad de procesamiento y transmisión. Se mantiene la lógica de escalamiento previo de los datos de orientación, aceleración y velocidad angular utilizando la ecuación (1), lo que permite reducir el volumen de datos transmitidos sin afectar la fidelidad necesaria para el análisis de la marcha, optimizando así la eficiencia y estabilidad de la comunicación Bluetooth.

Para la aceleración se tiene entonces un rango de $\pm 156.96 m/s^2$, el factor se calcula como:

$$factor\ de\ escala\ acelerómetro = \frac{32767}{156,96} = 208,76. \quad (3)$$

y para el giroscopio, con un rango de $\pm 2000 ^\circ/s$, se tiene:

$$\text{factor de escala giroscopio} = \frac{32767}{2000} = 16,38. \quad (4)$$

Aunque en esta implementación se utiliza únicamente un módulo inercial, la estructura de datos se conserva completa, incluyendo el identificador del módulo y los datos de los tres sensores (orientación, acelerómetro y giroscopio). Esta decisión permite mantener la compatibilidad con la arquitectura del sistema multisensor, facilita la reutilización del código y permite escalar nuevamente a múltiples módulos si el sistema lo requiere en el futuro. Por lo tanto, después de hacer la conversión de los datos de la IMU de enteros a flotantes se tiene una estructura de datos como se muestra en la Tabla 10.

Tabla 10. Estructura de envío de datos escalados del sistema optimizado

Tipo de dato	Variable	Tamaño	Descripción
unit32_t	timestamp	4 bytes	Tiempo local de adquisición
int16_t	ID	2 bytes	Identificador único del módulo
int16_t	QR	2 bytes	Componente real de cuaternión
int16_t	QI	2 bytes	Componente i del cuaternión
int16_t	QJ	2 bytes	Componente j del cuaternión
int16_t	QK	2 bytes	Componente k del cuaternión
int16_t	AX	2 bytes	Aceleración en el eje x
int16_t	AY	2 bytes	Aceleración en el eje y
int16_t	AZ	2 bytes	Aceleración en el eje z
int16_t	GX	2 bytes	Velocidad angular en el eje x (giroscopio)
int16_t	GY	2 bytes	Velocidad angular en el eje y (giroscopio)
int16_t	GZ	2 bytes	Velocidad angular en el eje z (giroscopio)

Fuente: elaboración propia, a partir del código del sensor en el sistema optimizado.

Cada uno de los datos (timestamp, QR, QI, QJ, QK, AX, AY, AZ, GX, GY, GZ) representan las mediciones del sensor inercial. Su organización en la estructura de datos permite que los valores puedan enviarse eficientemente para el cálculo de los parámetros espaciotemporales de la marcha.

3.5 REESTRUCTURACIÓN DEL SISTEMA DE SUJECCIÓN

Uno de los puntos fundamentales es la reestructuración del sistema de sujeción, con el fin de dar cumplimiento a los requerimientos de sujeción y ergonomía presentados en la sección 3.1.1.

3.5.1 Diseño original. El diseño de sujeción original consistía en carcasas fabricadas mediante impresión 3D con material PLA, incluyendo tapas del mismo material. Las carcasas tenían un diseño tipo caja con paredes rectas, en las cuales se insertaban tanto la PCB como la batería. La PCB se colocaba en la parte superior de la carcasa y la batería

de litio en la parte inferior, ambas ajustadas a presión para asegurar una posición estable y para la fijación de los módulos al cuerpo, se utilizaba una banda rígida de velcro.

Ilustración 16. Sistema de sujeción original



Fuente: elaboración propia (fotografía).

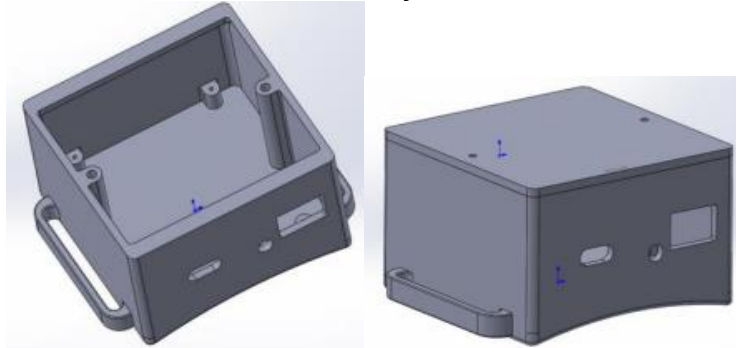
En la Ilustración 16 se observan los módulos originales para los miembros inferiores, estos tenían dimensiones de 72 mm de ancho, 58 mm de alto y 33 mm de profundidad, con una masa de aproximadamente 77 g sin la banda de sujeción. El módulo destinado a la parte baja de la espalda presentaba unas dimensiones de 76 mm de ancho, 47 mm de alto y 43 mm de profundidad, con una masa de 82 g sin la banda.

3.5.1.1 Identificación de problemas. El sistema de sujeción original presentó diversos problemas, lo que hizo necesaria una reestructuración completa. Entre los principales problemas identificados se encuentran: El material utilizado, PLA, resultó ser un material rígido y frágil, lo que provocó rupturas durante las pruebas, especialmente ante impactos o flexión repetida [76]. Su degradación con el tiempo, por exposición a humedad o luz UV, aumentó su fragilidad [77]. Además, el diseño incluía paredes delgadas propensas a fracturas y dificultaba el acceso a la batería, exigiendo desmontar todo el módulo para su reemplazo. En cuanto a la sujeción, el diseño recto de la base no se ajustaba bien al cuerpo, causando desplazamientos del módulo durante la marcha. La banda rígida dificultaba el ajuste en diferentes tipos de cuerpo, generando incomodidad, y el velcro perdía adherencia con el uso. Estas limitaciones evidenciaron la necesidad de rediseñar el sistema para mejorar su durabilidad, ergonomía y facilidad de uso.

3.5.2 Nuevas soluciones implementadas. Para superar las limitaciones del diseño original, se desarrolla un nuevo sistema de sujeción que cumple con los requerimientos definidos en la sección 3.1.1. En primer lugar, se modifica la geometría de las carcasas, reemplazando la base plana por una superficie ligeramente curvada que mejora la adaptación a la forma anatómica del cuerpo humano. Esta modificación permite una fijación más estable y cómoda, lo que contribuye directamente a los requerimientos de fijación segura de los sensores y de ubicación óptima de los sensores, al evitar desplazamientos durante la marcha y asegurar un posicionamiento adecuado sin generar molestias. Adicionalmente, se incorporan soportes internos específicos para la PCB, permitiendo ajustarla con tornillos directamente a la estructura interna de la carcasa. Esto asegura que el circuito permanezca firmemente sujeto, evitando vibraciones o

movimientos dentro del módulo durante la marcha. En la Ilustración 17 se muestra el nuevo diseño de sujeción.

Ilustración 17. Diseño de nuevo sistema de sujeción



Fuente: Ficha de caracterización del prototipo, Castro y Bolívar [78].

Con el fin de facilitar el acceso y mantenimiento de la batería, se rediseña la tapa de los módulos, integrando en ella un soporte para la batería que permite retirarla fácilmente sin desmontar completamente el dispositivo. Esta nueva configuración no solo simplifica el reemplazo, sino que también mejora la organización interna y la integridad del sistema durante el uso. El nuevo sistema de sujeción también contempla un mecanismo de cierre más seguro y práctico. La tapa se ajusta a la carcasa mediante patas de encastre que encajan en orificios laterales, y se incorporaron dos pequeños orificios adicionales para tornillos en caso de requerirse una fijación más robusta, por ejemplo, durante el transporte. Estos elementos contribuyen a una fijación segura, resistente y funcional. La Ilustración 18 muestra el soporte de batería integrado en la tapa del módulo, evidenciando los elementos mencionados en el rediseño.

Ilustración 18. Soporte de batería integrado en la tapa del módulo



Fuente: elaboración propia (fotografía).

En cuanto a los materiales se identifica la necesidad de aumentar la resistencia del sistema frente a golpes y movimientos repetitivos. Por esta razón, se decide cambiar el material de las carcasas de ácido poliláctico (PLA) a poliuretano termoplástico (TPU), el cual es recomendado para dispositivos médicos ya que es un material de alta ductilidad, buena biocompatibilidad y excelente resistencia a la abrasión [79]. Este cambio no solo aumenta la durabilidad del sistema ante esfuerzos mecánicos, sino que además

contribuye a mantener una temperatura superficial adecuada durante el uso prolongado, lo que garantiza la seguridad térmica establecida en el requerimiento 6 de la subsección 3.1.1. Adicionalmente, las tapas de las carcasas se elaboran con acrilonitrilo butadieno estireno (ABS), el cual es un material resistente a la abrasión, al impacto y a la deformación [80]. Esto brinda una estructura más resistente sin incrementar significativamente el peso total del módulo, fortaleciendo el cumplimiento del requisito de ligereza y baja intrusión establecido en el requisito 2 de la sección 3.1.1.

Finalmente, se sustituyeron las bandas rígidas por bandas elásticas ajustables con pasador deslizador, lo que permite una sujeción adaptable y cómoda, sin comprometer la estabilidad del módulo durante la marcha. Los módulos de los miembros inferiores miden $57 \times 57.5 \times 37$ mm y pesan 80 g sin banda y 123 g con banda. El módulo lumbar mide $47.8 \times 66 \times 43.3$ mm y pesa 83 g sin banda y 127 g con banda. Estas mejoras optimizan la ergonomía y portabilidad, corrigen deficiencias del diseño original y aseguran el cumplimiento de los requerimientos de sujeción, mejorando la experiencia del usuario y la calidad de los datos.

3.6 CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO

El rediseño de la solución parte de la identificación de requerimientos técnicos, ergonómicos y funcionales, que orientan la construcción de un sistema efectivo y portable para la evaluación de la marcha humana. En primer lugar, la evaluación del sistema multisensor heredado permite verificar su viabilidad operativa, identificar fallas de hardware, realizar los ajustes necesarios y establecer una base sólida para el diseño del protocolo de comunicación y la estructura de adquisición de datos. Esta implementación, desarrollada con fines evaluativos, cumple el primer objetivo del proyecto y demuestra la capacidad de adquirir datos de orientación desde múltiples segmentos corporales mediante una red inalámbrica tipo árbol, con potencial de escalabilidad. A partir de esta evaluación, se justifica y ejecuta una optimización hacia una arquitectura más simple, basada en una única IMU ubicada en la región lumbar. Esta solución resulta suficiente para estimar parámetros espaciotemporales relevantes, y aporta beneficios en términos de reducción de peso, consumo energético y complejidad. Su diseño replica el esquema de adquisición utilizado en sistemas comerciales validados, como el BTS G-WALK, posicionándola como una alternativa competitiva para aplicaciones clínicas y de rehabilitación. Finalmente, esta optimización no representa una limitación funcional, sino una plataforma flexible sobre la cual se pueden desarrollar futuros módulos de análisis, como la estimación de parámetros cinemáticos, manteniendo la portabilidad y simplicidad del sistema.

4. PROCESAMIENTO Y GESTIÓN DE DATOS

En este capítulo se describen las bases matemáticas y computacionales que sustentan el funcionamiento del sistema de análisis de marcha. Se introduce el uso de cuaterniones como método para representar y procesar la orientación, facilitando el análisis cinemático a partir de datos inerciales. A continuación, se detallan los algoritmos implementados para el procesamiento de la señal: transformación de datos al marco global, aplicación de filtros, detección de eventos de la marcha, y cálculo de parámetros espaciotemporales. También se presenta la interfaz gráfica desarrollada, la cual permite realizar la adquisición, visualización, análisis y exportación de resultados de forma automatizada. Se explica su estructura, la interacción con el usuario y la organización de la información recolectada, incluyendo los datos del paciente, los resultados procesados y el informe generado al final de cada prueba.

4.1 FUNDAMENTOS MATEMÁTICOS Y REPRESENTACIÓN DE ORIENTACIÓN

4.1.1 Introducción a los cuaterniones. Los cuaterniones son una extensión de los números reales, similar a la de los números complejos y se expresan en la forma $q = a + bi + cj + dk$, donde i, j, k son unidades imaginarias y $a, b, c, d \in \mathbb{R}$. Se usan ampliamente para representar rotaciones en 3D en robótica, visión artificial y análisis del movimiento con IMUs [8], [81], [82].

4.1.1.1 Operaciones entre cuaterniones. Para este trabajo las operaciones clave son:

- **Norma de un cuaternión $\|q\|$:** dado el cuaternión $q = a + bi + cj + dk$ se define su norma como $\|q\| = \sqrt{a^2 + b^2 + c^2 + d^2}$. Un cuaternión es unitario es cuando su norma es igual a 1.
- **Producto de cuaterniones $q_1 \otimes q_2$:** el producto de cuaterniones no es conmutativo, es decir $q_1 \otimes q_2 \neq q_2 \otimes q_1$. El producto de dos cuaterniones definidos como:

$$\begin{aligned} q_1 &= a_1 + b_1i + c_1j + d_1k. \\ q_2 &= a_2 + b_2i + c_2j + d_2k. \end{aligned}$$

Sigue la expresión:

$$\begin{aligned} q_1 \otimes q_2 &= (a_1a_2 - b_1b_2 - c_1c_2 - d_1d_2) + (a_1b_2 + b_1a_2 + c_1d_2 - d_1c_2)i \\ &\quad + (a_1c_2 + c_1a_2 + d_1b_2 - b_1d_2)j + (a_1d_2 + d_1a_2 - c_1b_2 + b_1c_2)k. \end{aligned}$$

- **Cuaternión conjugado $\bar{q}$:** dado el cuaternión $q = a + bi + cj + dk$, su cuaternión conjugado es $\bar{q} = a - bi - cj - dk$.
- **Rotación de un vector $q \odot v$:** se refiere a aplicar la rotación almacenada en un cuaternión q a un vector $v \in \mathbb{R}^3$. Dado el cuaternión q y el vector v definidos como:

$$q = w + xi + yj + zk.$$

$$v = (v_x, v_y, v_z) \in \mathbb{R}^3.$$

Primero se construye un cuaternión imaginario de v con la expresión:

$$q_v = 0 + v_x i + v_y j + v_z k.$$

El resultado es luego rotado por q y por su conjugado $\bar{q}$ por medio del producto de cuaterniones.

$$q'_v = q \otimes q_v \otimes \bar{q}.$$

Del resultado obtenido se descarta el primer valor del cuaternión q'_v , la parte vectorial da el vector rotado v' .

4.1.2 Uso de cuaterniones en la representación de orientación. Cuando se quiere describir el movimiento y la orientación en el espacio 3D, como en sistemas basados en IMUs, la rotación debe expresarse de alguna forma que puede ser:

Ángulos Euler	Matrices de rotación	Cuaterniones
$(roll, pitch, yaw)(^\circ \text{ o } rad)$	$R = \begin{pmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{pmatrix}$	$q = (w, x, y, z)$

Los cuaterniones permiten expresar rotaciones sin las limitaciones asociadas al problema del *gimbal lock*, una singularidad que ocasiona la pérdida de un grado de libertad cuando dos de los tres ejes de rotación se alinean y evitan la acumulación de errores numéricos comunes en las matrices de rotación [82]. Su representación es continua, eficiente y estable. En filtros de orientación, se usan para fusionar datos de acelerómetro y giroscopio mediante algoritmos de descenso del gradiente, logrando estimaciones precisas y robustas [83]. Un cuaternión de orientación [8], [81], [82] codifica dos cosas:

- Eje de rotación $\vec{u}$ (un vector unitario).
- Ángulo de rotación θ (cuánto gira alrededor de ese eje).

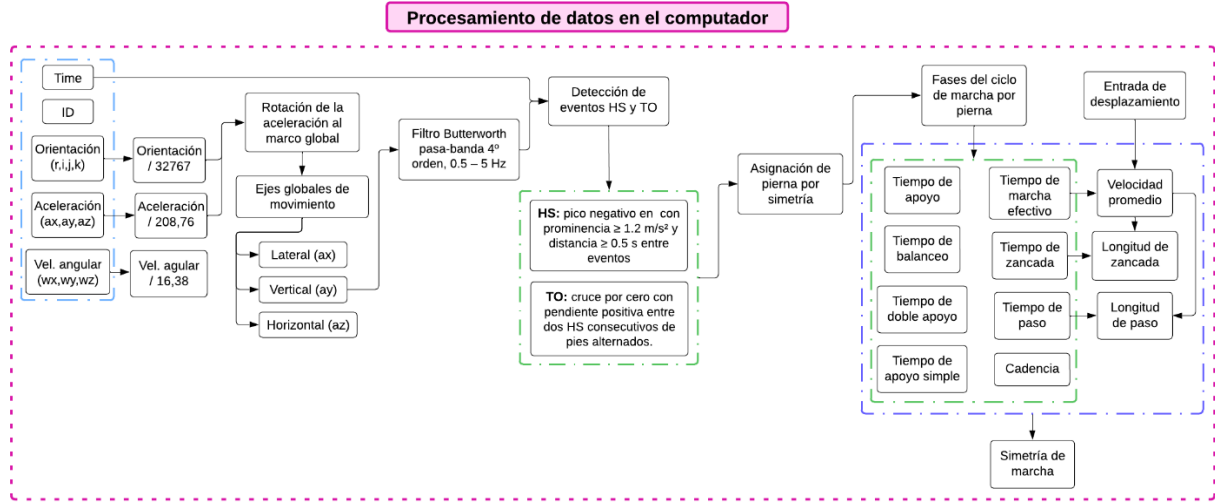
La relación es:

$$q = \left(\cos\left(\frac{\theta}{2}\right), u_x \sin\left(\frac{\theta}{2}\right), u_y \sin\left(\frac{\theta}{2}\right), u_z \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \right).$$

4.2 PROCESAMIENTO DE DATOS INERCIALES

El procesamiento de señales inerciales sigue una secuencia estructurada, desde la recepción de los datos hasta la detección de eventos de la marcha. En la Ilustración 19 se muestra el diagrama de flujo general, el cual se describe en detalle en los apartados siguientes.

Ilustración 19. Diagrama de flujo del procesamiento de señales



Fuente: elaboración propia.

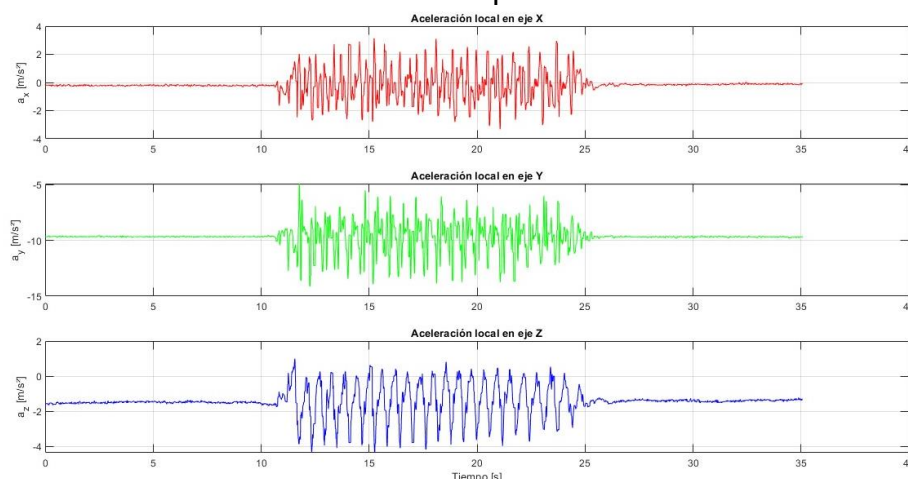
4.2.1 Transformación de señales recibidas. Dado que los datos enviados por la IMU están escalados y representados como enteros para optimizar el uso del ancho de banda y reducir el tamaño de los paquetes de transmisión, el primer paso en el procesamiento consiste en recuperar los valores originales en punto flotante. Esta conversión se realiza mediante la operación inversa al escalamiento aplicado, utilizando el factor de escala correspondiente a cada tipo de dato como se muestra en la ecuación (5)

$$valor\ recuperado = \frac{valor\ entero\ recibido}{factor\ de\ escala}. \quad (5)$$

Posteriormente, se lleva a cabo una validación de los datos recibidos. De acuerdo con los resultados de las pruebas descritas en la sección 3.2.2, tanto el acelerómetro como el giroscopio presentan un bajo nivel de ruido y no evidencian derivas acumulativas ni *offsets* significativos en condiciones estáticas o de movimiento controlado. Esto permite omitir correcciones adicionales por software, como compensaciones por deriva o filtrado de *offset* constante. El módulo envía datos de orientación, aceleración y velocidad angular. En este trabajo, los datos que se utilizan para obtener los parámetros espaciotemporales de la marcha son los datos de orientación y de aceleración. Esta decisión se basa en múltiples estudios que demuestran la eficacia de la aceleración para

medir eventos claves del ciclo de marcha como el apoyo de talón y el despegue del pie, así como para calcular parámetros derivados como la duración de zancada, fase de apoyo, fase de balanceo, cadencia y velocidad [69], [70], [71], [72], [73], [75]. En la Ilustración 20 se muestran datos de aceleración en bruto de una prueba de marcha donde se empieza en reposo se hace una marcha activa de alrededor de 22 pasos y se termina otra vez en reposo.

Ilustración 20. Aceleraciones en bruto de una prueba de marcha



Fuente: elaboración propia, basado en las señales de aceleración adquiridas.

Además, se reconoce que el uso del reporte de orientación es fundamental para reconocer la postura y trayectoria angular del segmento corporal donde se ubica la IMU, la estimación precisa de parámetros espaciales como la longitud de paso requiere no solo aceleración lineal, sino también un seguimiento confiable del ángulo y dirección del movimiento [69]. Por esto, se deduce que es necesario fusionar las señales de aceleración lineal con la orientación corporal en el espacio tridimensional para mejorar la precisión y estabilidad de las mediciones [67], [69], [70], [71].

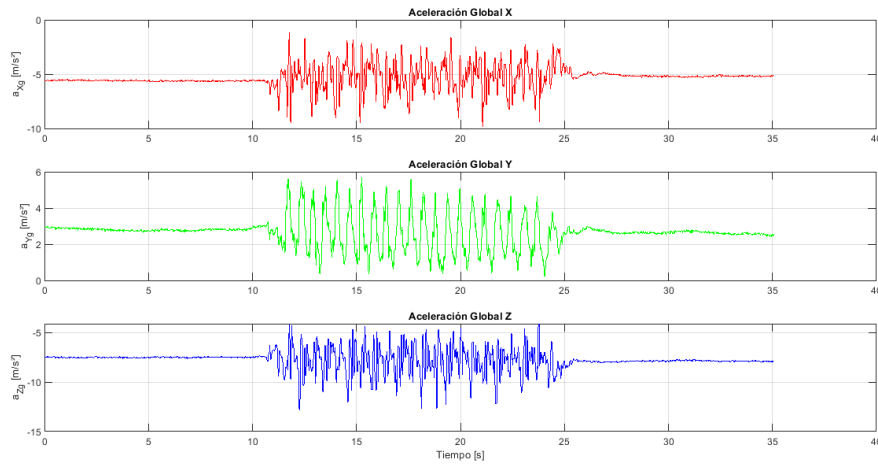
4.2.2 Transformación de la aceleración al marco global. La aceleración medida por la IMU se encuentra referenciada a su propio sistema de coordenadas local, el cual se mantiene en constante cambio de orientación a medida que el cuerpo se desplaza. Esto implica que los ejes de aceleración del sensor no se mantienen alineados con las direcciones físicas constantes como el avance, el plano vertical o el plano lateral. Por esto, para obtener una interpretación coherente y físicamente significativa de los datos, es necesario transformar la aceleración al marco global. Esta transformación permite distinguir adecuadamente la componente gravitacional de la asociada al movimiento corporal. Además, facilita la identificación de eventos claves de la marcha como el apoyo del talón y el despegue del pie, ya que estos se manifiestan de manera más clara en direcciones fijas del espacio [29], [66], [71].

Para hacer la rotación al marco global se utilizan los cuaterniones de orientación reportados por la IMU, los cuales permiten representar rotaciones tridimensionales de manera estable y eficiente. La rotación de la aceleración medida al marco global se realiza utilizando la ecuación de rotación con cuaterniones, expresada como:

$$a_{global}(t) = q(t) \otimes a_{sensor}(t) \otimes \bar{q}(t). \quad (6)$$

Donde $q(t)$ es el cuaternión de orientación de la IMU, $\bar{q}(t)$ es el cuaternión conjugado y $a_{sensor}(t)$ es la aceleración medida por el sensor. En la Ilustración 21 se observan las aceleraciones en los tres ejes rotadas al marco global.

Ilustración 21. Aceleraciones rotadas al marco global



Fuente: elaboración propia, basado en las señales de aceleración adquiridas y rotadas.

Este procedimiento ha sido validado en diversos estudios mediante la comparación con sistemas de captura óptica de movimiento, demostrando que la combinación de orientación basada en cuaterniones y aceleración global mejora significativamente la fiabilidad del análisis de movimiento [67].

4.2.3 Significado físico de los ejes de aceleración en la marcha. Una vez rotado el vector de aceleración al marco global utilizando los cuaterniones de orientación, es posible interpretar cada eje de aceleración de forma coherente respecto al movimiento del cuerpo en el espacio. En este sistema de referencia global adoptado para el presente trabajo, los ejes se interpretan de la siguiente manera, basado en la Ilustración 13:

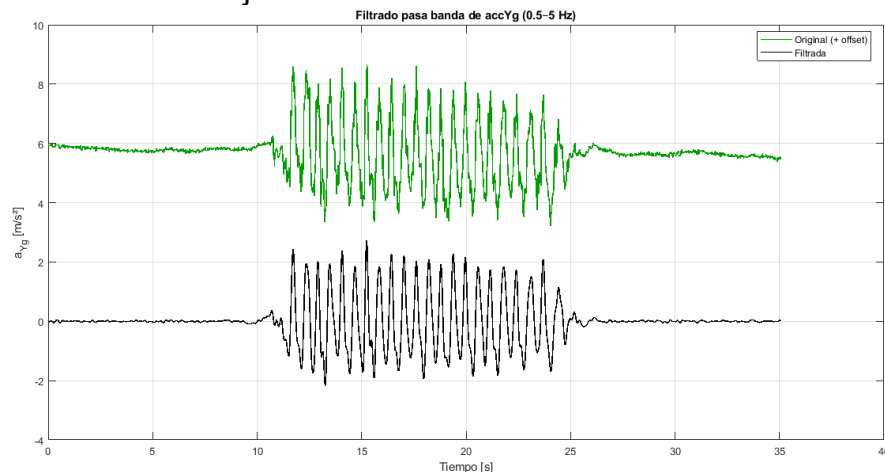
- **Eje X (balanceo lateral):** representa el movimiento del cuerpo hacia los lados, es decir, las oscilaciones laterales del tronco durante la marcha.

- **Eje Z negativo (avance):** en este sistema, el eje Z se encuentra invertido respecto a la dirección del desplazamiento, por lo tanto, un valor negativo en este eje indica aceleración hacia adelante.
- **Eje Y (movimiento vertical):** este eje representa la aceleración en la dirección vertical. Es particularmente relevante para la detección de eventos de la marcha como el apoyo del talón (*Heel Strike*) o el despegue del pie (*Toe Off*), los cuales generan patrones específicos en esta dirección [26], [29], [66].

Esta definición de ejes permite analizar el comportamiento del cuerpo durante la marcha desde una perspectiva biomecánica clara, facilitando la segmentación de fases del ciclo de marcha y el cálculo de parámetros espaciotemporales con un significado físico bien definido.

4.2.4 Aplicación de filtros. Al eje Y se le aplica un filtro pasa banda Butterworth de cuarto orden con un ancho de banda de 0.5 a 5 Hz, diseñado para atenuar el ruido y preservar las frecuencias características de la marcha humana [68]. Este rango se selecciona porque los principales componentes rítmicos de la marcha se encuentran entre 0.5 y 3 Hz. El límite inferior permite eliminar oscilaciones lentas como la deriva o efectos gravitacionales residuales, mientras que el límite superior suprime vibraciones de alta frecuencia irrelevantes para el análisis [72]. El filtro Butterworth se elige por su respuesta suave en la banda de paso, sin ondulaciones, lo que ofrece un buen equilibrio entre atenuación de ruido y estabilidad en la señal filtrada [72], [74]. En la Ilustración 22 se observa la señal antes y después de ser filtrada.

Ilustración 22. Filtrado en el eje Y



Fuente: elaboración propia.

Con la aplicación de este filtro, se observan más claramente los picos importantes en el eje Y los cuales sirven para identificar los eventos característicos de la marcha.

4.2.5 Detección de eventos en la marcha. Para calcular los parámetros especificados en la sección 2.1.1.1.1 utilizando IMUs, la literatura coincide en que las variables clave son los valores de obtenidos de orientación, del acelerómetro y el giroscopio. Así mismo, se establece que la metodología comúnmente utilizada para el cálculo de estos parámetros comienza con la detección de eventos clave de la marcha, específicamente el *Heel-Strike* y el *Toe-Off* [26], [29], [66], [67], [70], [73], [74].

- ***Heel-Strike (HS)*:** se refiere al momento en el que el talón hace contacto con el suelo al inicio de la fase de apoyo, marcando la transición [66].
- ***Toe-Off (TO)*:** se refiere al momento en el que los dedos del pie dejan de tocar el suelo, iniciando la fase de oscilación [66].

La detección de los eventos HS y TO es fundamental en el análisis de la marcha, ya que marcan el inicio y el final de las fases principales del ciclo (apoyo y oscilación), permitiendo segmentar adecuadamente el movimiento para el cálculo de parámetros espaciotemporales. En este trabajo, ambos eventos se identifican a partir de la señal de aceleración en el eje Y, previamente rotada al marco global y filtrada. La literatura reporta múltiples enfoques para esta detección, que van desde el uso de una única IMU en la zona lumbar hasta configuraciones con dos o más sensores distribuidos en los miembros inferiores. Entre los métodos empleados se incluyen la detección de picos negativos y positivos en la aceleración vertical, la combinación de umbrales con picos, el análisis de velocidad angular y técnicas más complejas como redes neuronales. También se utilizan estrategias basadas en cruces por cero, cambios de pendiente o análisis de patrones en el eje medio lateral [5], [26], [29], [66], [70], [72], [73], [74], [75].

Esta diversidad de enfoques demuestra que es posible adaptar la detección de eventos a distintos esquemas sensoriales y niveles de complejidad computacional. En este trabajo, la selección del algoritmo se fundamenta no solo en la revisión bibliográfica, sino también en la observación directa y en tiempo real del comportamiento de las señales durante la marcha, lo que permitió identificar los patrones más representativos y adecuados para el sistema desarrollado.

4.2.5.1 Detección de *Heel-Strike*. Numerosos estudios coinciden en que la detección del evento HS se basa en la identificación de un pico negativo en la aceleración vertical, lo cual ha demostrado ser una estrategia repetida y efectiva en diferentes configuraciones con sensores inerciales. Esta consistencia metodológica en la literatura permite adoptar criterios similares para distintos esquemas sensoriales [26], [66], [69], [70], [72]. En este trabajo se implementa un algoritmo que actúa sobre la señal de aceleración vertical, previamente rotada al marco global y filtrada para resaltar las oscilaciones del ciclo de marcha. El contacto del talón con el suelo genera un mínimo local prominente en esta

señal. Para detectarlo, se invierte la señal y se utiliza *findpeaks* en MATLAB, con una prominencia mínima de 1.2 m/s^2 y una distancia mínima de 0.5 s entre eventos. Estos criterios evitan falsos positivos por ruido o picos múltiples en un mismo paso. El resultado final es un conjunto de marcas temporales que indican la ocurrencia de eventos HS, las cuales se utilizan en etapas posteriores para segmentar la marcha y calcular los parámetros espaciotemporales.

4.2.5.2 Detección de *Toe-Off*. A diferencia del HS, cuya detección tiende a ser más uniforme en la literatura, la identificación del TO presenta una mayor variabilidad metodológica. Algunos estudios lo detectan mediante el pico positivo en la aceleración vertical [29], [66], otros a través de características en la velocidad angular [67], [74], así como también mediante cambios de pendiente o cruces por cero en la señal de aceleración [70], [72]. Por esto, se realiza un análisis experimental para definir el método de detección más adecuado para el sistema desarrollado. Se observa el comportamiento de la señal de aceleración vertical rotada al marco global en distintos sujetos, y se comparan los datos adquiridos con videos sincronizados del movimiento de la marcha. De este análisis se concluye que el TO ocurre de forma consistente en el cruce por cero de la señal de aceleración vertical con pendiente positiva, patrón que también es reportado en algunos trabajos de la literatura [70], [72].

El algoritmo implementado para la detección de TO se realiza identificando cuando ocurre cruce por cero con pendiente positiva de la señal de aceleración vertical, ubicado entre dos eventos HS consecutivos de pies alternados. Para esto se recorre la señal aplicando la condición $accYg_filt(j) < 0$ y $accYg_filt(j + 1) \geq 0$, esta identifica el par de muestras donde la aceleración vertical pasa de un valor negativo a uno positivo o cero, lo que corresponde al cruce por cero con pendiente positiva. Este cruce es el que se asocia al instante de *Toe-Off* en la señal. Físicamente, este cruce refleja el momento en que el pie deja de aplicar fuerza vertical hacia el suelo y comienza su fase de ascenso, por lo que la aceleración vertical cambia de dirigida hacia abajo (negativa) a dirigida hacia arriba (positiva).

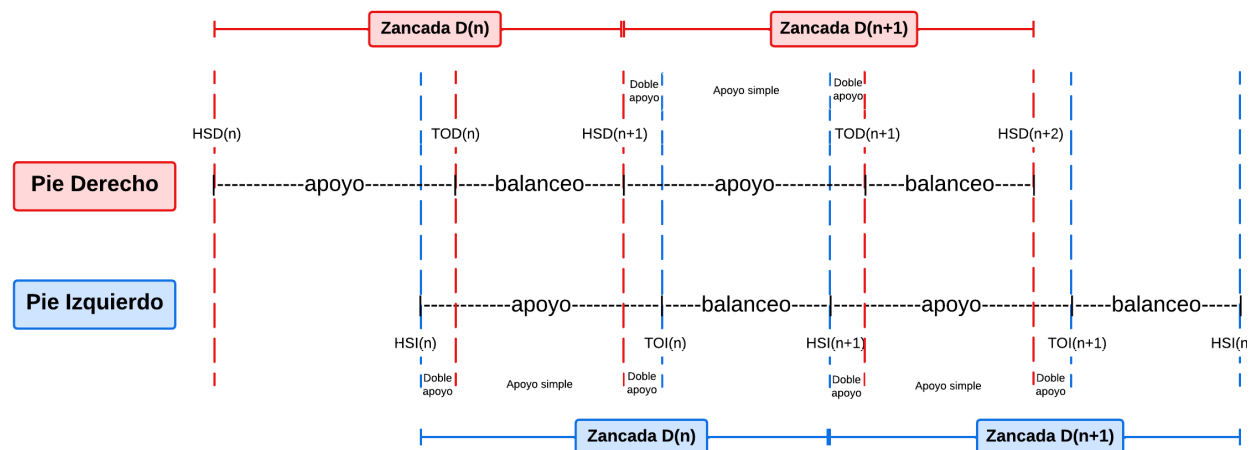
Ya que el sistema trabaja con señales discretas, donde los datos se registran en intervalos de $9,5 \text{ ms}$, es improbable que el cruce por cero ocurra exactamente en una muestra puntual. En la práctica, el cruce ocurre entre dos muestras consecutivas: la primera con valor negativo y la siguiente con valor positivo. Por esta razón, el algoritmo guarda como instante TO el tiempo correspondiente al punto cuya aceleración está más cercana a cero entre estos dos (ya sea (j) o $(j+1)$).

4.2.5.3 Asignación de pierna por simetría. Una vez detectados los eventos de HS y TO, se realiza la asignación de cada evento HS y TO a una pierna específica (derecha o izquierda), con el fin de calcular los parámetros espaciotemporales de la marcha

diferenciados por extremidad. Dado que el sistema no utiliza sensores separados en cada pie, la asignación se realiza bajo un criterio de simetría de marcha, asumiendo que los pasos se alternan de forma regular entre ambas piernas durante un patrón de marcha natural.

La Ilustración 23 muestra esta lógica de asignación por simetría. En ella se muestran los eventos de HS y TO correspondientes a ambas piernas, junto con las fases de apoyo y balanceo. Las zancadas del pie derecho se representan en rojo y las del pie izquierdo en azul, superpuestas para evidenciar la alternancia del ciclo de marcha. Los eventos HS y TO se marcan mediante líneas punteadas verticales: en rojo para la pierna derecha y en azul para la izquierda. Estas líneas atraviesan la imagen y permiten visualizar cómo se distribuyen los eventos de una pierna dentro del ciclo completo de la otra. De este modo, se pueden identificar claramente las fases de doble apoyo y de apoyo simple. La ilustración permite comprender cómo se relacionan en el tiempo los eventos de ambas extremidades y sirve como guía para la asignación alternada aplicada en el sistema.

Ilustración 23. Simetría de la marcha



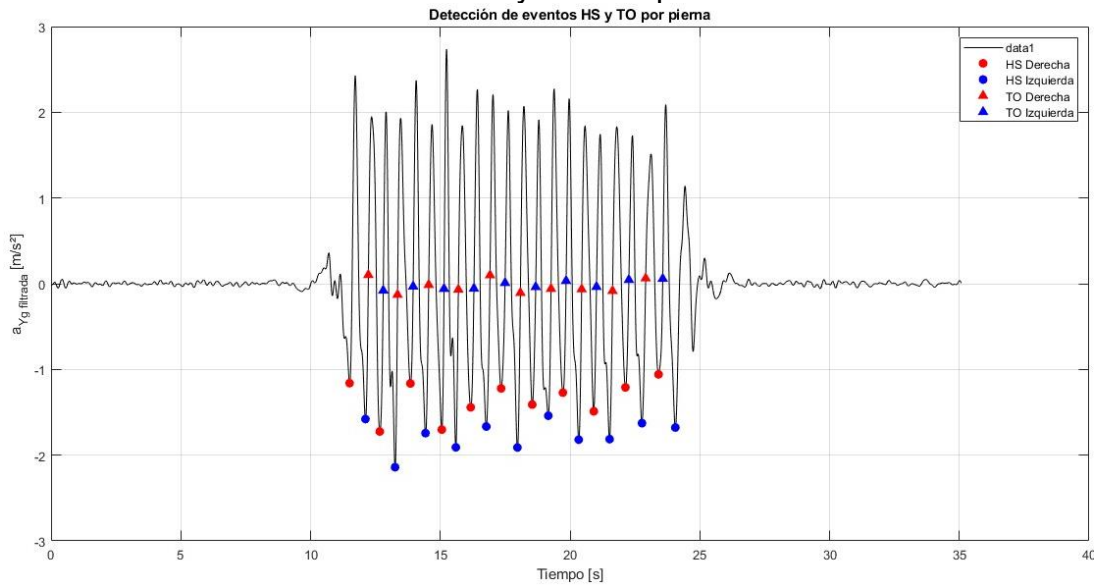
Fuente: elaboración propia.

En el caso de los eventos *Heel Strike*, su detección en la señal se produce de forma alternada, reflejando el patrón natural de la marcha. Como parte del protocolo experimental, se instruyó a los participantes que iniciaran la caminata con la pierna derecha, por lo tanto, el primer evento HS detectado se asigna siempre a la pierna derecha. A partir de ese punto, se asignan de manera alternada: derecho, izquierdo, derecho, izquierdo, siguiendo la secuencia rítmica del desplazamiento. Por otro lado, los eventos de TO no se presentan inmediatamente después del HS de la misma pierna, sino que aparecen después del HS de la pierna contraria dando así la fase de doble apoyo. Por lo tanto, la secuencia real observada en el tiempo no sigue el orden directo $HSD \rightarrow TOD \rightarrow HSI \rightarrow TOI$. En cambio, la secuencia correcta es:

$$HSD(n) \rightarrow TOI(n-1) \rightarrow HSI(n) \rightarrow TOD(n) \rightarrow HSD(n+1) \rightarrow TOI(n) \rightarrow HSI(n+1).$$

Esta relación temporal entre los eventos es fundamental para segmentar correctamente los ciclos de marcha y asociar cada fase de apoyo y balanceo con la pierna correspondiente. Una vez realizada la asignación, los eventos HS y TO quedan diferenciados por extremidad, lo que permite segmentar de forma precisa las fases del ciclo de marcha para cada miembro inferior. La Ilustración 24 muestra el resultado de esta segmentación, donde los eventos de la pierna derecha se representan en rojo y los de la pierna izquierda en azul; los HS se indican con círculos y los TO con triángulos.

Ilustración 24. Detección de Heel Strike y Toe Off por simetría



Fuente: elaboración propia.

4.3 CÁLCULO DE PARÁMETROS ESPACIOTEMPORALES DE LA MARCHA

4.3.1 Cálculo de parámetros temporales basados en eventos HS y TO. A partir de la asignación de los eventos de HS y TO a cada pierna, se calculan los principales parámetros espaciotemporales de la marcha. Estos parámetros permiten cuantificar la duración de cada fase del ciclo de marcha en segundos y caracterizar el patrón de marcha del participante. A continuación, en la Tabla 11 se presentan las ecuaciones utilizadas para calcular cada uno de estos parámetros, en función de los instantes temporales asociados a los eventos HS y TO previamente detectados. Para los parámetros relacionados pasos, zancadas y fases de la marcha, se dividen en MID: Miembro inferior derecho y MII: Miembro inferior izquierdo. Esto se utiliza después para calcular la asimetría entre los dos miembros inferiores.

Tabla 11. Cálculo de parámetros espaciotemporales de la marcha a partir de Hs y TO

Parámetro	Pierna	Fórmulas temporales	Porcentaje del ciclo de marcha	Descripción
Duración de zancada (t_s)	MID	$t_s D = HS_{n+1D} - HS_{nD}$	$t_s D = 100\%$	Tiempo entre dos eventos consecutivos de <i>Heel-Strike</i> del mismo pie.
	MII	$t_s I = HS_{n+1I} - HS_{nI}$	$t_s I = 100\%$	
Duración de paso (t_p)	MID	$t_p D = HS_{nI} - HS_{nD}$	—	Tiempo entre HS de pies opuestos
	MII	$t_p I = HS_{nD} - HS_{nI}$	—	
Duración de fase de apoyo (t_a)	MID	$t_a D = TO_{nD} - HS_{nD}$	$(t_a D / t_s D) \times 100$	Tiempo desde <i>Heel-Strike</i> hasta <i>Toe-Off</i> de la misma pierna.
	MII	$t_a I = TO_{nI} - HS_{nI}$	$(t_a I / t_s I) \times 100$	
Duración de fase de balanceo (t_b)	MID	$t_b D = HS_{n+1D} - TO_{nD}$	$(t_b D / t_s D) \times 100$	Tiempo desde <i>Toe-Off</i> hasta <i>Heel-Strike</i> de la misma pierna
	MII	$t_b I = HS_{n+1I} - TO_{nI}$	$(t_b I / t_s I) \times 100$	
Duración de fase de doble apoyo (t_{da})	MID	$t_{da} D = (TO_{n-1I} - HS_{nD}) + (TO_{nD} - HS_{nI})$	$(t_{da} D / t_s D) \times 100$	Diferencia entre el tiempo que el pie está en apoyo y el tiempo que el otro pie está en el aire. Intervalo en el que ambos pies están apoyados a la vez
	MII	$t_{da} I = (TO_{n-1D} - HS_{nI}) + (TO_{nI} - HS_{nD})$	$(t_{da} I / t_s I) \times 100$	
Duración de fase de apoyo simple (t_{sa})	MID	$t_{sa} D = t_a D - t_{da} D$	$(t_{sa} D / t_s D) \times 100$	Se resta el doble apoyo del apoyo total y se obtiene el tiempo en el que el pie está solo en contacto con el suelo
	MII	$t_{sa} I = t_a I - t_{da} I$	$(t_{sa} I / t_s I) \times 100$	
Cadencia (C)	—	$C = \frac{N_{pasos}}{t_{efectivo}} \times 60$	—	Número de pasos por minuto

Fuente: elaboración propia.

4.3.2 Parámetros espaciales. Para calcular los parámetros espaciales de la marcha como la velocidad de marcha, la longitud de zancada y la longitud de paso, se toma como punto de partida el desplazamiento hecho por el sujeto durante la prueba, el cual debe ser medido con precisión en el entorno de medición (sección 4.1.2). Además, se determina el tiempo efectivo de marcha, definido como el intervalo comprendido entre el primer y el último evento de HS detectados, independientemente de la pierna. La delimitación permite excluir las fases de aceleración inicial y desaceleración final, asumiendo que el movimiento dentro de este tramo representa una marcha estable. Como se evidencia en la Ilustración 24, en dicho intervalo la señal de aceleración presenta un patrón periódico, lo que respalda su uso para el análisis. Este intervalo de marcha activa está delimitado por los picos negativos correspondientes a los eventos de HS, desde el primero hasta el último antes del retorno al reposo.

- **Velocidad promedio de marcha:** la velocidad promedio se calcula como:

$$v = \frac{D}{t_{efectivo}}. \quad (7)$$

donde v es la velocidad en m/s, D es el desplazamiento total, y $t_{efectivo}$ es el tiempo entre el primer y último HS del tramo de marcha activa.

- **Longitud de zancada:** con la velocidad promedio determinada, se calcula la longitud de zancada de cada pierna multiplicando la velocidad por la duración del ciclo de marcha correspondiente ($t_s D$ para la derecha y $t_s I$ para la izquierda):

$$L_s D = v * t_s D. \quad L_s I = v * t_s I. \quad (8)$$

Donde $L_s D$ y $L_s I$ representan la longitud de zancada de la pierna derecha e izquierda, respectivamente, y $t_s D$ y $t_s I$ son las duraciones del ciclo completo de cada pierna.

- **Longitud de paso:** de igual forma, la longitud de paso se calcula como:

$$L_p D = v \times t_p D. \quad L_p I = v \times t_p I. \quad (9)$$

donde $t_p D$ y $t_p I$ corresponden al tiempo transcurrido entre un HS de una pierna y el siguiente HS de la pierna contraria. Estas longitudes representan la distancia entre apoyos alternos. Finalmente, se calcula el porcentaje que representa la longitud de paso con respecto a la longitud de zancada mediante:

$$\%L_p D = \frac{L_p D}{L_s D} \times 100. \quad \%L_p I = \frac{L_p I}{L_s I} \times 100. \quad (10)$$

4.3.3 Cálculo de simetría y asimetría de la marcha. La simetría de la marcha es un indicador clave en la evaluación objetiva de la marcha, ya que permite identificar

desequilibrios entre las extremidades inferiores. Un patrón de marcha simétrico es característico de sujetos sanos, mientras que desviaciones significativas suelen evidenciarse en poblaciones con alteraciones motoras. Para cuantificar el grado de simetría, se utilizó el índice de simetría de Robinson, ampliamente utilizado en la literatura [84], [85], [86]. Este índice se aplica sobre variables espaciotemporales de ambas piernas y se calcula mediante la siguiente expresión:

$$SI = \left| \frac{2(X_D - X_I)}{(X_D + X_I)} \right| \times 100 \quad (11)$$

donde X_D y X_I representan el valor del parámetro evaluado (por ejemplo, duración de zancada, fase de apoyo, etc.) para la pierna derecha e izquierda, respectivamente. Un valor de $SI = 0\%$ indica simetría perfecta, mientras que valores mayores reflejan distintos grados de asimetría. En este trabajo, se calculan índices individuales de asimetría para cada parámetro espaciotemporal (separado por MID y MII) obtenido a partir de los módulos. Luego, se obtiene un índice global de asimetría promediando los índices individuales, como se expresa en la ecuación (12):

$$SI_{Global} = \frac{SI_{ts} + SI_{tp} + SI_{ta} + SI_{tb} + SI_{tda} + SI_{tsa} + SI_{Ls} + SI_{Lp}}{8} \quad (12)$$

Finalmente, se define un índice de simetría de marcha como:

$$SI_{marcha} = 100\% - SI_{Global} \quad (13)$$

Este valor proporciona una visión global e intuitiva del grado de simetría de la marcha de cada sujeto, permitiendo comparar entre diferentes pruebas o evaluar el progreso tras intervenciones clínicas o terapéuticas.

4.4 INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO

Con el fin de garantizar una interacción eficiente, accesible y ordenada entre el usuario y el sistema de medición, se desarrolla una Interfaz Hombre-Máquina (HMI) mediante la herramienta App Designer de MATLAB. Esta interfaz permite la operación completa del sistema de evaluación de la marcha humana, desde la recolección de datos del paciente hasta la generación de reportes de parámetros espaciotemporales.

4.4.1 Descripción de la interfaz. La HMI se organiza en tres pestañas principales, que estructuran el flujo completo de trabajo:

1. Pestaña de datos del paciente (Ilustración 25): permite registrar la información básica del individuo que realizará la prueba, como nombre completo, fecha de nacimiento,

género, peso, estatura, talla de calzado y presencia de patologías relevantes. A la derecha del formulario se muestra una advertencia visual con instrucciones sobre la correcta colocación del sensor inercial en la zona lumbar del paciente, acompañada de una imagen ilustrativa. También se incorpora una lámpara de estado que indica si el sistema se encuentra conectado, resaltando en rojo en caso de desconexión.

2. **Pestaña de adquisición de prueba (Ilustración 26):** permite gestionar el proceso de adquisición de datos. El usuario puede actualizar la lista de puertos disponibles, seleccionar el puerto correspondiente y conectar el dispositivo. Una vez establecida la conexión, se habilitan botones para iniciar, detener, guardar o borrar los datos de la prueba. Además, se visualizan en tiempo real las señales de aceleración en los ejes X, Y y Z, lo que permite supervisar el comportamiento del sensor durante la marcha.
3. **Pestaña de resultados y reporte de marcha (Ilustración 27):** permite generar e interpretar los resultados de la prueba. El usuario puede elegir entre analizar la última medición realizada o cargar un archivo previamente guardado. Se despliegan parámetros espaciotemporales como cadencia, velocidad de marcha, longitud de zancada, longitud de paso (para ambas piernas) y los porcentajes de fases de apoyo, balanceo, apoyo doble y apoyo simple. Además, se ofrece un botón para guardar el reporte completo en formato PDF.

Ilustración 25. HMI ingreso de datos del paciente



GENERACIÓN DE PARÁMETROS DE LA MARCHA HUMANA MEDIANTE SENSORES INERCIALES PARA UNA EVALUACIÓN OBJETIVA

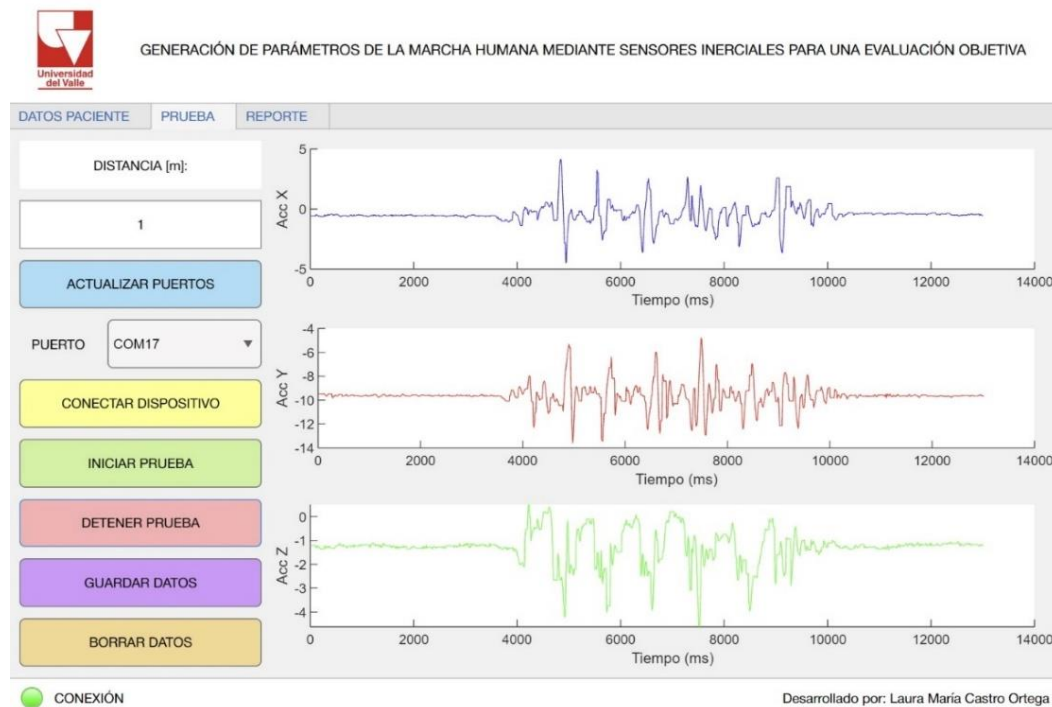
DATOS PACIENTE	PRUEBA	REPORTE
NOMBRE COMPLETO FECHA DE NACIMIENTO dd/mm/yyyy GÉNERO Seleccionar... PESO [kg] 0.0 ESTATURA [cm] 0 TALLA CALZADO 0.0 PATOLOGÍAS GUARDAR DATOS	● ¡ATENCIÓN! ● Antes de continuar, asegúrese de colocar el módulo de medición inercial correctamente en la zona lumbar, centrado en la espalda baja, tal como se muestra en la figura. Ajuste firmemente la banda elástica alrededor del paciente para evitar movimientos indeseados del sensor durante la prueba. Una colocación incorrecta puede comprometer la precisión de los datos. 	

● CONEXIÓN

Desarrollado por: Laura María Castro Ortega

Fuente: elaboración propia.

Ilustración 26. HMI adquisición de datos de prueba de marcha



Fuente: elaboración propia.

Ilustración 27. HMI resultados y generación de reportes

UNIVERSIDAD DEL VALLE

GENERACIÓN DE PARÁMETROS DE LA MARCHA HUMANA MEDIANTE SENSORES INERCIALES PARA UNA EVALUACIÓN OBJETIVA

DATOS PACIENTE PRUEBA REPORTE

ORIGEN

Última prueba

Archivo

RUTA: datos_prueba_1061_sensor_0.mat

SELECCIONAR ARCHIVO

BORRAR DATOS

GENERAR REPORTE

GUARDAR REPORTE EN PDF

		IZQUIERDA	DERECHA
Nombre del paciente	LAURA	Número de pasos	11
Género	Femenino	Longitud de Zancada [m]	1.30
Duración del análisis [s]	12.55	Longitud de Paso [%Longitud zancada]	49.20
Desplazamiento [m]	13.65	Tiempo de fase de apoyo [%]	59.41
Velocidad de marcha [m/s]	1.09	Tiempo de fase de balanceo [%]	40.59
Cadencia [pasos/min]	105.16	Tiempo de fase de doble apoyo [%]	19.23
índice de simetría [%]	98.89	Tiempo de fase de apoyo simple [%]	40.18

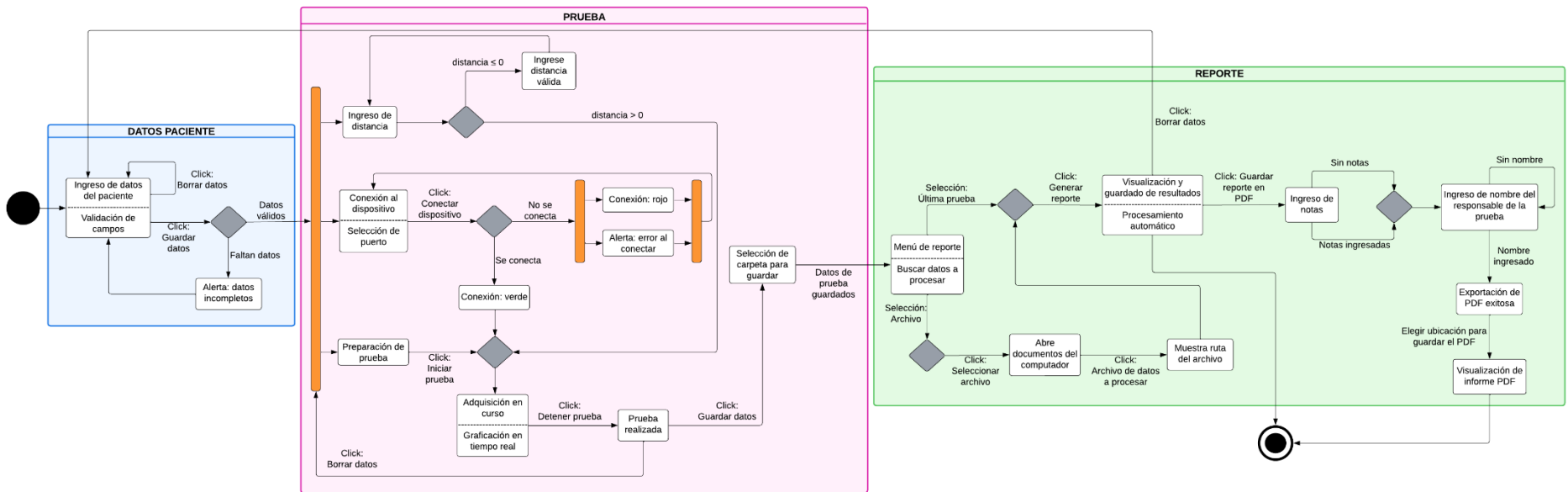
CONEXIÓN

Desarrollado por: Laura María Castro Ortega

Fuente: elaboración propia.

4.4.2 Interacción con el usuario. La interfaz se diseña con un enfoque centrado en la usabilidad, garantizando una experiencia clara, secuencial y accesible, incluso para usuarios no especializados. La inclusión de elementos visuales, validaciones en tiempo real y segmentación por etapas permite un control integral del proceso de evaluación. Esta estructura convierte la HMI en una herramienta funcional y versátil, apta para su uso en entornos clínicos, académicos o de investigación. La Ilustración 28 presenta el diagrama de estados de la HMI desarrollada, el cual describe la lógica de navegación entre las diferentes secciones de la interfaz, desde el ingreso de datos del paciente hasta la generación del informe final. Esta representación visual permite comprender el flujo de interacción previsto para el usuario y asegura una operación guiada y eficiente del sistema.

Ilustración 28. Diagrama de estados de la HMI



Fuente: elaboración propia basado en el funcionamiento de la HMI desarrollada.

4.4.3 Almacenamiento de datos. Para el almacenamiento de los datos del paciente, los datos de prueba en bruto y procesados, se emplea el formato de archivo *.mat*, propio de MATLAB, el cual permite guardar múltiples variables de diferentes tipos dentro de un único contenedor estructurado. Cada archivo se genera automáticamente con un nombre estándar que incluye el nombre del paciente y la fecha y hora de la prueba. La ubicación de guardado es definida por el usuario mediante un selector de carpeta, lo que brinda flexibilidad para organizar los archivos según criterios personalizados. Internamente, el contenido se estructura en variables independientes, permitiendo un acceso claro y ordenado a cada componente de la información almacenada. La estructura del archivo incluye las siguientes variables presentadas en la Tabla 12.

Tabla 12. Estructura de almacenamiento de datos de prueba de marcha

Variable	Tipo / Dimensión	Descripción
<i>timestamps</i>	Vector columna (N×1)	Marca de tiempo en milisegundos para cada muestra adquirida.
<i>dataMatrix</i>	Matriz numérica (N×11)	Datos inerciales: ID, cuaterniones, aceleraciones y velocidades angulares.
<i>datosPaciente</i>	Celda de texto (2 columnas)	Información personal y clínica del paciente (nombre, edad, peso, etc.)
<i>distanciaRecorrida</i>	Escalar	Distancia recorrida (en metros) durante la prueba de marcha.
<i>datosProcesados</i>	Tabla (M×2)	Parámetros espaciotemporales e índices de simetría, con nombre y valor.

Fuente: elaboración propia.

Esta forma de organización garantiza una estructura comprensible, flexible y fácilmente integrable con los procesos de análisis posteriores, así como con la generación de reportes y la validación experimental. Adicionalmente, el sistema permite extender el contenido del archivo en futuras sesiones mediante el uso del modificador “*-append*”, evitando la sobrescritura de la información previamente guardada.

4.4.4 Generación de informes de prueba de marcha. Con el fin de presentar los resultados de las pruebas de marcha de forma clara, organizada y comprensible, se implementa la generación automática de informes en formato PDF. Lo cual está orientado tanto a la comunicación efectiva con el paciente, como al apoyo en la evaluación clínica por parte del profesional de la salud. El informe es generado a partir de la información del paciente y los resultados de la prueba de marcha. Mediante el uso de la librería *mlreportgen.report* de MATLAB, se estructuran los datos en un documento con formato profesional, que incluye: datos del paciente, resultados de la prueba, hora y fecha en la que se realizó la prueba y la persona responsable de dirigir la prueba. Un ejemplo de este informe se encuentra en el ANEXO C al final del documento.

4.5 NOMBRE TÉCNICO DEL SISTEMA: COLIBRÍ

Como cierre del proceso de diseño e implementación de esta plataforma integral de evaluación de la marcha humana, se asigna al sistema desarrollado el nombre **Colibrí**. Este nombre otorga identidad al conjunto de soluciones creadas, incluyendo el módulo inercial optimizado y la HMI, y simboliza los principios que guían su desarrollo. El colibrí, conocido por su vuelo estable, movimientos rítmicos y control preciso en el espacio, refleja el funcionamiento del sistema, que detecta con exactitud los patrones de marcha mediante una IMU en la zona lumbar. Así como el ave realiza micro ajustes en el aire, el sistema identifica eventos clave como el *Heel Strike* y el *Toe Off* a partir de variaciones sutiles de aceleración y orientación.

De igual forma, el colibrí se caracteriza por su pequeño tamaño, ligereza y eficiencia energética, cualidades que también se reflejan en el diseño físico del dispositivo, pensado para ser cómodo, discreto y de bajo consumo. Además, su capacidad para adaptarse a distintos entornos sin perder estabilidad, la plataforma Colibrí es concebida para funcionar en espacios clínicos o cotidianos sin necesidad de laboratorios especializados. Por estas razones, el nombre Colibrí representa no solo la naturaleza del sistema, sino también su propósito: brindar una herramienta precisa, ligera y confiable para el análisis objetivo de la marcha humana.

4.6 CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO

Este capítulo consolida la implementación del sistema diseñado para el análisis espaciotemporal de la marcha humana a partir de una única IMU. El procesamiento de señales permite aplicar una asignación por simetría que, mediante la superposición de ciclos de marcha, hace posible analizar el comportamiento de ambas piernas a partir de una sola IMU ubicada en la zona lumbar utilizando las detecciones de *Heel Strike* y *Toe Off*. Esta estrategia mantiene la simplicidad del sistema sin comprometer el análisis por pierna. Tanto la selección de los datos, como los algoritmos implementados y el diseño de la interfaz, se basan en las funcionalidades del sistema comercial G-WALK, adaptadas a una solución más accesible. Por último, La interfaz gráfica centraliza la adquisición, procesamiento y generación de reportes, facilitando su uso en contextos clínicos y académicos. En conjunto, el sistema queda estructurado y funcional, listo para su validación experimental en el siguiente capítulo.

5. VALIDACIÓN

Este capítulo presenta los procesos de validación de los dos sistemas desarrollados. En primer lugar, se evalúa el sistema multisensor, verificando la transmisión de cuaterniones desde siete módulos inerciales mediante una prueba de 10 segundos a 105 Hz. Se analiza el porcentaje de recuperación de paquetes por sensor, permitiendo identificar las limitaciones de rendimiento asociadas al diseño jerárquico de la red y a la ubicación anatómica de los sensores, aportando evidencia para justificar el rediseño posterior. Luego, se valida el sistema optimizado de una sola IMU ubicada en la zona lumbar. Se aplicó un protocolo de prueba en condiciones no controladas y se compararon los eventos detectados automáticamente con una referencia visual obtenida mediante Kinovea [64]. Esta validación permite cuantificar errores y comprobar la precisión del sistema para estimar parámetros espaciotemporales.

Cabe señalar que se evaluó inicialmente la posibilidad de validar el sistema frente al dispositivo comercial G-Walk. Sin embargo, esta opción fue descartada debido a dos limitaciones clave: la imposibilidad de realizar pruebas simultáneas por compartir la misma ubicación corporal, y la baja resolución temporal del reporte generado por el G-Walk, el cual presenta los eventos de marcha como porcentajes del ciclo. Por estas razones, se optó por una validación directa más robusta y transparente mediante análisis de video.

5.1 VALIDACIÓN FUNCIONAL DEL SISTEMA MULTISENSOR

Con el fin de verificar el funcionamiento del sistema multisensor desarrollado, se realiza una prueba de transmisión inalámbrica durante 10 segundos, con una frecuencia de muestreo configurada a 105 Hz. En esta prueba están los siete módulos conectados, transmitiendo cada uno la orientación en forma de cuaterniones y su identificador. La topología de la red empelada se presenta en la Ilustración 10. En ella se observa una arquitectura jerárquica, donde los módulos esclavos E1, E2 y E3 se comunican directamente con el maestro (primer nivel), mientras que E4, E5 y E6 operan como nodos de segundo nivel, transmitiendo sus datos a través de los esclavos superiores. Aunque se evaluaron otras formas de organización de red, esta fue la configuración que ofrece mejor rendimiento global. En la Tabla 13 se muestran los resultados obtenidos.

Tabla 13. Resultados de comunicación del sistema multisensor

ID del sensor	Ubicación	Nivel	Paquetes esperados	Paquetes recibidos	% de recuperación
0	Espalda baja	Maestro	1050	1049	99,90 %
1	Muslo derecho	E. 1er nivel	1050	924	88,00 %
2	Empeine derecho	E. 1er nivel	1050	870	82,86 %

3	Muslo izquierdo	E. 1er nivel	1050	923	87,90 %
4	Tibia derecha	E. 2do nivel	1050	772	73,52 %
5	Empeine izquierdo	E. 2do nivel	1050	870	82,86 %
6	Tibia izquierda	E. 2do nivel	1050	773	73,62 %

Fuente: elaboración propia.

Se observa en la Tabla 13 que el módulo maestro tiene una mejor recepción casi total, del 99,9 %, lo que indica estabilidad en la comunicación Bluetooth entre este nodo y el computador central. En cuanto a los módulos esclavos de primer nivel, se registran tasas de recuperación entre 82,86 % y 88 %, lo cual representa un desempeño aceptable considerando la simultaneidad en la transmisión de múltiples nodos. Sin embargo, los módulos de segundo nivel presentan menores tasas de recuperación, entre 73,52 % y 82,86 %. Esta diferencia evidencia que el uso de una red escalonada introduce mayor complejidad y probabilidad de pérdida de información, especialmente en los nodos más distantes jerárquicamente. Además, la ubicación anatómica de los sensores parece influir en los resultados. Aunque podría suponerse que los nodos más distales presentarían mayor pérdida por su distancia física respecto al maestro, los datos muestran lo contrario: los módulos en los empeines alcanzaron tasas de recuperación más altas (82,86 %) que los módulos situados en las tibias (73,5 %). Esto sugiere que factores como la posición relativa de los sensores y la posible obstrucción del cuerpo tienen un impacto mayor que la distancia física lineal.

Cabe recordar que, según lo calculado en la Sección 3.3.4, la tasa mínima de transferencia requerida para la operación simultánea de los siete nodos a 100 Hz es de aproximadamente 98 kbps, valor cubierto ampliamente con la configuración del módulo Bluetooth a 230,4 kbps.

Estos resultados confirman que, aunque el sistema multisensor es funcional, su arquitectura actual presenta limitaciones que impactan la estabilidad de la comunicación. Esta evidencia respalda la decisión de rediseñar el sistema hacia una solución optimizada, basada en una única IMU de transmisión directa, con menor complejidad estructural.

5.2 PROTOCOLO DE PRUEBAS DEL SISTEMA OPTIMIZADO

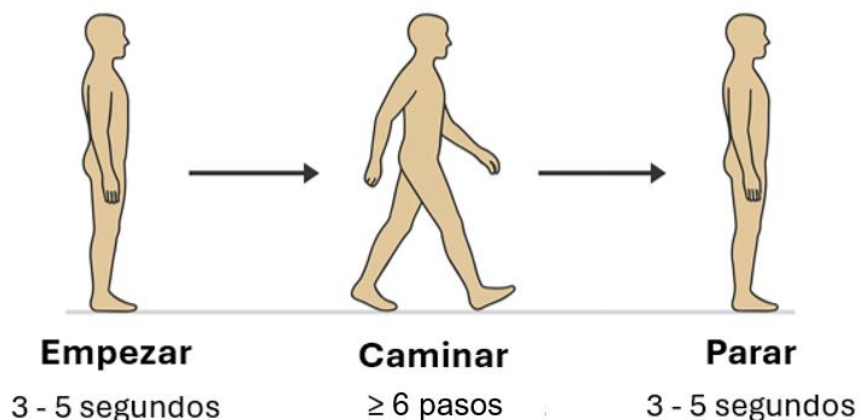
El protocolo busca evaluar objetivamente la marcha humana mediante el cálculo de parámetros espaciotemporales a partir de los datos de una IMU. Para ello, se diseña una prueba controlada, estandarizada y replicable que permite registrar de forma fiable el patrón de marcha de cada participante.

5.2.1 Descripción del procedimiento. Antes de iniciar la prueba, se fija el módulo inercial en la región lumbar del participante con una banda elástica ajustable como se

muestra en la Ilustración 13. Es importante que el sensor quede correctamente alineado con el plano del suelo, sin inclinaciones ni holgura que puedan generar oscilaciones laterales o despegue del cuerpo durante el movimiento, ya que podría generar errores en la medición.

Una vez ubicado el dispositivo, se solicita al participante adoptar la posición anatómica: de pie, erguido y con los brazos relajados a los lados, permaneciendo completamente inmóvil. En ese momento se inicia la grabación de la prueba. Durante los primeros cinco segundos, el sujeto debe mantenerse quieto; este periodo inicial es fundamental para la calibración de referencia que permite corregir la influencia de la gravedad en la señal de aceleración. A continuación, se le indica caminar en línea recta, iniciando con el pie derecho y a paso natural, durante aproximadamente cinco segundos (al menos 6 pasos), sin realizar giros. Finalizado el recorrido, el participante retorna a la posición anatómica y permanece inmóvil durante otros cinco segundos, concluyendo así el ciclo de prueba. Esto se muestra en la Ilustración 29.

Ilustración 29. Protocolo de prueba de marcha



Fuente: Imagen generada por Chat GPT.

Si la prueba se realiza correctamente, no es necesario repetirla. Sin embargo, si se detectan errores en la colocación del sensor, movimientos no deseados o interrupciones externas, se puede repetir tantas veces como sea necesario hasta obtener un registro válido. Es fundamental que el participante siga las instrucciones al pie de la letra para asegurar datos consistentes y comparables entre pruebas.

5.2.2 Escenario de medición. El sistema de la marcha fue diseñado para realizarse en espacios accesibles y prácticos, sin necesidad de contar con un laboratorio de marcha especializado. El lugar de medición debe ser un espacio plano, sin obstáculos visibles ni interferencias en el recorrido, que permita al paciente caminar al menos diez pasos continuos a velocidad normal.

Para delimitar el recorrido, se recomienda marcar previamente una distancia de referencia conocida y medirla con precisión, ya que el sistema utiliza este valor como

referencia para calcular parámetros espaciales como la longitud de zancada y la velocidad de marcha. Esta distancia sirve además como guía para el sujeto durante la caminata, ayudando a mantener una trayectoria recta. Para asegurar una marcha natural, se sugiere usar calzado cómodo (zapatillas o tenis) y ropa ligera que no interfiera con el movimiento ni con la colocación de la IMU. La prueba debe realizarse a una velocidad cómoda y sin imposiciones externas de ritmo, reflejando fielmente el patrón habitual de marcha del usuario.

Esta flexibilidad permite implementarlo en viviendas, centros de atención primaria u otros entornos cotidianos, lo que amplía significativamente su alcance y facilita su uso en zonas rurales o con acceso limitado a servicios clínicos especializados. Así, el sistema contribuye al desarrollo de tecnologías más inclusivas, accesibles y adaptadas a las necesidades reales de la comunidad. La metodología aplicada se fundamenta en el proceso utilizado por el sistema comercial G-WALK [65].

5.2.3 Consentimiento informado. Antes de participar en la prueba, cada sujeto recibe un consentimiento informado, en el que se detallan los objetivos, el procedimiento, los posibles riesgos y su derecho a retirarse en cualquier momento. Solo quienes aceptan y firman el documento pueden participar. Una copia del consentimiento informado se encuentra en el ANEXO B al final de este documento. Este protocolo ha sido elaborado conforme a los lineamientos éticos y de seguridad establecidos por el Comité de Ética de la Facultad de Ingeniería de la Universidad del Valle, asegurando en todo momento el respeto a la integridad, privacidad y bienestar de los participantes.

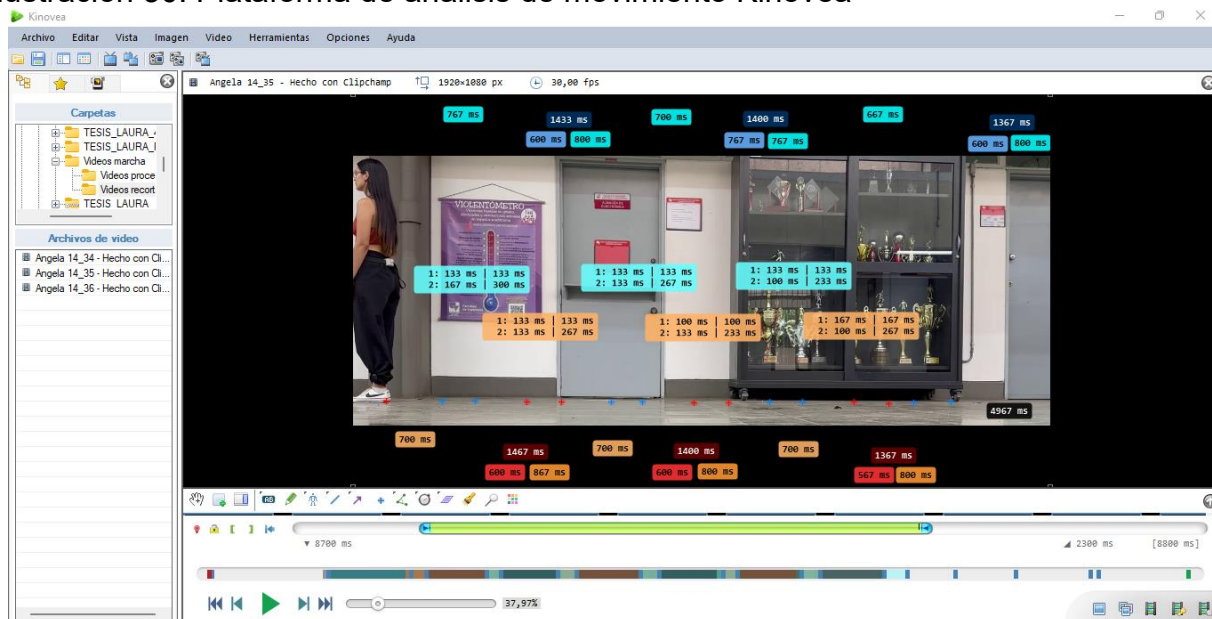
5.3 VALIDACIÓN DIRECTA MEDIANTE ANÁLISIS DE VIDEO CON KINOVEA

5.3.1 Metodología de validación directa. Para validar la precisión del sistema desarrollado en la detección de eventos y el cálculo de parámetros espaciotemporales de la marcha, se realiza una comparación directa con una referencia visual obtenida a partir de video sincronizado. Las pruebas se llevan a cabo en un entorno no controlado, pero en condiciones adecuadas y siguiendo el mismo protocolo de marcha empleado en el laboratorio (sección 5.2). En cada prueba se registraron de forma simultánea los datos del sistema inercial y la grabación de video.

El análisis de los videos se realiza utilizando Kinovea, un software gratuito de análisis de movimiento en 2D, utilizado en contextos clínicos y deportivos. Este permite medir con precisión tiempos, distancias, trayectorias y ángulos, lo que lo hace útil para el estudio de la marcha [64]. A través de esta plataforma se identifican los eventos temporales clave (como *HS* y *TO*), se miden longitudes y el desplazamiento total, y a partir de estos datos se calculan la velocidad media y la cadencia. La Ilustración 30 muestra la interfaz de la plataforma Kinovea utilizada durante el análisis de video. Esta validación representa un enfoque cuantitativo directo, al emplear una referencia visual externa confiable que

permite evaluar la precisión temporal y espacial del sistema en condiciones cercanas a su aplicación real.

Ilustración 30. Plataforma de análisis de movimiento Kinovea



Fuente: elaboración propia, captura de pantalla.

En esta validación participan tres personas y se realiza una prueba por sujeto, ya que, al ser una adquisición simultánea entre el sistema desarrollado y la grabación en video, no es necesario repetir la prueba, excepto en el caso de que se presentaran errores de registro. Durante cada evaluación, es posible identificar directamente en Kinovea los eventos clave de la marcha y extraer los parámetros espaciotemporales correspondientes a cada pierna. Asimismo, se determinan las longitudes de zancada y de paso para ambas piernas. Además de estos parámetros, se registra el tiempo total de marcha activa y el desplazamiento recorrido por el sujeto. Esta información se utiliza posteriormente para calcular la velocidad media y la cadencia, con el fin de compararlos con los resultados obtenidos por el sistema desarrollado. En las siguientes tablas se presentan los resultados obtenidos para ambos sistemas, de forma temporal (s), espacial (m) y porcentual en los casos que aplica. Además, se calcula el error absoluto y el error relativo para cada uno de los parámetros medidos.

Dado que se analizan múltiples variables durante la validación, a continuación, se resumen los principales parámetros y su nomenclatura, los cuales se utilizan en las siguientes secciones:

t_s D, t_s I: duración de zancada por pierna.
 t_p D, t_p I: duración de paso por pierna.
 t_a D, t_a I: duración de apoyo por pierna.
 t_b D, t_b I: duración de balanceo por pierna.

L_z D, L_z I: longitud de zancada.
 L_p D, L_p I: longitud de paso.
Tiempo activo.
Desplazamiento.

t_{da} D, t_{da} I: duración de doble apoyo por pierna. **v:** velocidad promedio de marcha.
t_{sa} D, t_{sa} I: duración de apoyo simple por pierna. **C:** cadencia.
N paso D, N paso I: número de paso por pierna. **SI_{marcha}:** índice de simetría.

5.3.2 Resultados individuales por sujeto. A continuación, se presentan los resultados obtenidos para cada participante de forma anónima. La Tabla 14 resume sus características físicas básicas, que permiten contextualizar las diferencias observadas entre individuos.

Tabla 14. Características de los participantes

Sujeto	Sexo	Edad	Estatura [cm]	Peso [kg]	Calzado
Sujeto 1	F	24	166	62	40
Sujeto 2	M	23	178	64	41
Sujeto 3	F	26	163	56	37

Fuente: elaboración propia

En las siguientes tablas se muestran los valores calculados por el sistema desarrollado y por el software Kinovea para cada parámetro espaciotemporal. Además, se incluye el error absoluto (EA) y el error relativo (ER) para cada medición. Los parámetros están organizados por tipo: temporales (s), espaciales (m), porcentuales (%) y totales, e incluyen el cálculo de índices de simetría (SI_{marcha}) para los parámetros que aplican.

Tabla 15. Resultados de la validación directa mediante video – Sujeto 1

Sujeto 1						
Variable	KINOVEA		COLIBRÍ		Error absoluto	Error relativo %
	Valor	%	Valor	%		
t_s D	1,333	-	1,324	-	0,009	0,70%
t_s I	1,317	-	1,337	-	0,021	1,56%
t_p D	0,655	-	0,643	-	0,012	1,88%
t_p I	0,685	-	0,714	-	0,029	4,28%
t_a D	0,755	56,65%	0,756	57,10%	0,001	0,09%
t_a I	0,800	60,77%	0,814	60,88%	0,014	1,75%
t_b D	0,578	43,35%	0,568	42,90%	0,010	1,73%
t_b I	0,517	39,23%	0,523	39,12%	0,007	1,26%
t_{da} D	0,256	19,18%	0,243	18,35%	0,013	4,97%
t_{da} I	0,233	17,72%	0,214	16,01%	0,019	8,29%
t_{sa} D	0,500	37,48%	0,513	38,75%	0,013	2,67%
t_{sa} I	0,578	43,88%	0,6	44,88%	0,022	3,87%
L_z D	1,269	-	1,264	-	0,005	0,40%
L_z I	1,271	-	1,276	-	0,005	0,39%
L_p D	0,632	49,79%	0,614	48,56%	0,018	2,82%

L_p I	0,656	51,64%	0,682	53,44%	0,026	3,91%
N pasos D	4		4		0,000	0,00%
N pasos I	4		4		0,000	0,00%
Tiempo activo	4,733		4,71		0,023	0,49%
Desplazamiento	4,494		4,5		0,006	0,12%
v	0,95		0,95		0,000	0,04%
Cadencia	101,42		101,82		0,404	0,40%
SI_{marcha}	93,72 %		91,63 %		0,021	2,23 %

Fuente: elaboración propia.

En la prueba del sujeto 1 se observa una alta concordancia entre los resultados obtenidos por el sistema desarrollado y los extraídos mediante análisis visual con Kinovea, con error relativo promedio de 1,91 % considerando todos los parámetros medidos.

Tabla 16. Resultados de la validación directa mediante video – Sujeto 2

Sujeto 2						
Variable	KINOVEA		COLIBRÍ		Error absoluto	Error relativo %
	Valor	%	Valor	%		
t_s D	1,234	-	1,238	-	0,004	0,35%
t_s I	1,184	-	1,186	-	0,002	0,21%
t_p D	0,589	-	0,594	-	0,005	0,85%
t_p I	0,644	-	0,644	-	0,000	0,05%
t_a D	0,711	57,66%	0,705	56,95%	0,006	0,89%
t_a I	0,684	57,75%	0,681	57,42%	0,002	0,37%
t_b D	0,522	42,34%	0,533	43,05%	0,011	2,04%
t_b I	0,500	42,25%	0,505	42,58%	0,005	1,00%
t_{da} D	0,200	16,21%	0,181	14,62%	0,019	9,50%
t_{da} I	0,184	15,50%	0,162	13,66%	0,022	11,72%
t_{sa} D	0,517	41,91%	0,524	42,33%	0,007	1,35%
t_{sa} I	0,500	42,25%	0,519	43,76%	0,019	3,80%
L_z D	1,403	-	1,433	-	0,030	2,13%
L_z I	1,404	-	1,373	-	0,031	2,24%
L_p D	0,695	49,56%	0,687	47,90%	0,008	1,21%
L_p I	0,713	50,75%	0,746	54,40%	0,033	4,66%
N pasos D	4		4		0,000	0,00%
N pasos I	3		3		0,000	0,00%
Tiempo activo	3,77		3,71		0,057	1,51%
Desplazamiento	4,31		4,3		0,014	0,32%
v	1,15		1,16		0,015	1,30%
Cadencia	111,49		113,08		1,585	1,42%

Slmarcha	95,50 %	94,24 %	0,013	1,32 %
-----------------	---------	---------	-------	--------

Fuente: elaboración propia.

En la prueba del sujeto 2 también se evidencia una alta concordancia entre los valores medidos por el sistema y los extraídos con Kinovea, con error relativo 2,10 %.

Tabla 17. Resultados de la validación directa mediante video – Sujeto 3

Sujeto 3						
Variable	KINOVEA		COLIBRÍ		Error absoluto	Error relativo %
	Valor	%	Valor	%		
t_s D	1,400	-	1,403	-	0,003	0,21%
t_s I	1,411	-	1,413	-	0,002	0,12%
t_p D	0,711	-	0,688	-	0,023	3,28%
t_p I	0,700	-	0,74	-	0,040	5,71%
t_a D	0,789	56,36%	0,8	57,02%	0,011	1,39%
t_a I	0,822	58,27%	0,835	59,09%	0,013	1,54%
t_b D	0,611	43,64%	0,603	42,98%	0,008	1,31%
t_b I	0,589	41,73%	0,578	40,91%	0,011	1,87%
t_{da} D	0,267	19,05%	0,252	17,96%	0,015	5,50%
t_{da} I	0,256	18,12%	0,252	17,83%	0,004	1,43%
t_{sa} D	0,522	37,31%	0,548	39,06%	0,026	4,91%
t_{sa} I	0,567	40,15%	0,583	41,26%	0,016	2,88%
L_z D	1,184	-	1,194	-	0,010	0,82%
L_z I	1,206	-	1,202	-	0,004	0,36%
L_p D	0,585	49,36%	0,585	49,00%	0,001	0,09%
L_p I	0,620	51,40%	0,629	52,40%	0,009	1,45%
N pasos D	4		4		0,000	0,00%
N pasos I	4		4		0,000	0,00%
Tiempo activo	4,967		4,97		0,003	0,06%
Desplazamiento	4,2301		4,23		0,000	0,00%
v	0,85		0,85		0,002	0,19%
Cadencia	96,64		96,55		0,088	0,09%
Slmarcha	96,21 %		96,16 %		0,0005	0,05%

Fuente: elaboración propia.

La prueba del sujeto 3 mostró un error relativo promedio de 1,45 %

5.3.3 Discusión de resultados. Los resultados obtenidos en las pruebas de validación directa muestran una alta concordancia entre los parámetros calculados por el sistema desarrollado y los extraídos mediante análisis visual con Kinovea. En los tres sujetos evaluados, se observan errores relativos promedio de todos los parámetros calculados

inferiores al 1,85 %, lo que evidencia un desempeño preciso y consistente del sistema en condiciones de medición real. En particular, los parámetros temporales más extensos, como el tiempo de zancada (t_s), tiempo de apoyo (t_a) y tiempo de balanceo (t_b), presentan errores relativos muy bajos en todos los casos, en promedio menores al 2%. En el tiempo de paso (t_p) se observan errores puntuales superiores, como un máximo del 5,71 %, estos corresponden a desviaciones pequeñas en términos absolutos y no afectan significativamente la interpretación clínica.

Esta baja desviación se refleja también en la estimación de la velocidad promedio y la cadencia, cuyos errores son inferiores al 1,5 %, validando la precisión temporal del sistema. Los valores de longitud de paso (L_p) y zancada (L_z) también muestran buena concordancia, con errores relativos generalmente por debajo del 4,7 %, lo cual confirma que la estimación espacial del desplazamiento realizado por el sujeto fue adecuada.

Un punto relevante en el análisis es el comportamiento de los errores relativos en parámetros de corta duración, como el tiempo de doble apoyo (t_{da}). En estos casos, aunque los errores relativos puedan parecer elevados (hasta un 11,72 %), los errores absolutos son muy pequeños, usualmente del orden de milisegundos. Esto se debe a que la magnitud de estas variables es reducida, lo que amplifica el porcentaje de error, aunque su impacto práctico sea mínimo. Por esta razón, resulta útil complementar la interpretación del error relativo con el análisis del error absoluto, ya que este refleja mejor la verdadera magnitud de la desviación.

En conjunto, los resultados evidencian que el sistema desarrollado puede estimar de forma confiable los principales parámetros espaciotemporales de la marcha. La validación directa mediante análisis de video con Kinovea demuestra que, incluso en entornos no controlados, el sistema mantiene un rendimiento comparable al de una herramienta de referencia ampliamente utilizada en análisis clínico y deportivo, lo que respalda su aplicabilidad en contextos reales de evaluación de la marcha. Los resultados completos, incluyendo datos crudos, scripts de análisis y visualizaciones adicionales, se encuentran disponibles en el repositorio público:

https://drive.google.com/drive/folders/1uZuymGhBr1FHdYV6A-24vuVA_9Vj-Bd8?usp=drive_link

6. CONCLUSIONES

- La revisión del estado del arte permitió identificar las tecnologías más relevantes para la medición de la marcha humana, clasificándolas en sistemas portátiles y no portátiles, y evaluando sus ventajas y limitaciones. Este análisis, junto con los requerimientos técnicos definidos, justificó el uso de sensores inerciales como alternativa adecuada por su bajo costo, portabilidad y capacidad para estimar parámetros biomecánicos clave. En cuanto a la instrumentación heredada para la monitorización de los miembros inferiores, se realizaron pruebas funcionales de sus componentes principales (IMUs, radiofrecuencia, Bluetooth), así como la implementación de una red jerárquica que permitió verificar la transmisión de datos. Si bien se logró la adquisición y diferenciación de los cuaterniones enviados por los siete módulos, los resultados evidenciaron pérdidas de transmisión, especialmente en nodos secundarios, lo cual permitió identificar limitaciones técnicas clave y sustentar el rediseño hacia una solución más ligera, robusta y eficiente.
- Se definieron estrategias de generación de parámetros espaciotemporales de la marcha humana a partir de sensores inerciales, sustentadas en una revisión biomecánica y metodológica rigurosa. Esto permitió seleccionar un conjunto de parámetros clave, viables de estimar con alta precisión usando una única IMU. La comprensión de sus fundamentos y el análisis de su aplicabilidad clínica guiaron el rediseño del sistema hacia una solución más práctica, ligera y adecuada para entornos reales de evaluación, priorizando la simplicidad computacional y la compatibilidad con protocolos de referencia.
- Con base en las estrategias definidas, se desarrollaron e implementaron algoritmos en MATLAB para el procesamiento de datos inerciales, que permiten la estimación automática de los parámetros espaciotemporales de la marcha. Estos algoritmos comprenden la rotación de aceleraciones al marco global, el filtrado de señales, la detección de eventos clave (HS y TO), la segmentación de ciclos de marcha y el cálculo final de los parámetros definidos.
- Se diseñó e implementó una aplicación gráfica en MATLAB App Designer para la gestión completa del sistema, basada en los requerimientos definidos y tomando como referencia funcional la HMI del sistema comercial utilizado en el laboratorio de marcha de la universidad. La aplicación permite el ingreso de datos del paciente, la adquisición de señales, el procesamiento automático, la visualización de resultados y la generación de reportes en PDF. Esta integración le otorga utilidad clínica, al facilitar la trazabilidad de las evaluaciones y su uso por personal no especializado gracias a su diseño por pestañas, botones intuitivos y alertas automáticas.

- Para validar el sistema desarrollado, se diseñó un protocolo estructurado que incluyó una fase de calibración inicial, una caminata en línea recta y un retorno a la posición anatómica, aplicado a una muestra de tres adultos sanos con el respectivo consentimiento informado. La comparación con una referencia visual mediante análisis de video en Kinovea evidenció una alta concordancia, con errores relativos promedio inferiores al 1,85 % en los parámetros espaciotemporales evaluados. Los tiempos de zancada, paso, apoyo y balanceo presentaron errores generalmente menores al 2 %, y los parámetros espaciales como la longitud de paso y zancada mantuvieron desviaciones por debajo del 4,7 %. Asimismo, la velocidad promedio y la cadencia mostraron errores inferiores al 1,5 %. Si bien se registraron errores puntuales más altos, como un máximo de 5,71 % en el t_p y hasta 11,72 % en el t_{da} , dichas diferencias corresponden a desviaciones del orden de milisegundos, sin impacto clínico relevante. Estos resultados validan el buen desempeño del sistema incluso en entornos no controlados, confirmando su aplicabilidad para la evaluación objetiva de la marcha en contextos reales.

7. RECOMENDACIONES

Se recomienda para el sistema multisensor reemplazar los módulos NRF24L01 por una alternativa de mayor robustez y estabilidad, como LoRa, Bluetooth 5.0, Zigbee o Wi-Fi de bajo consumo, dependiendo del entorno y requisitos de latencia. La nueva tecnología debe garantizar una mayor tolerancia a interferencias, capacidad para manejar múltiples nodos de forma simultánea y un flujo de datos sostenido incluso a frecuencias de muestreo elevadas. Esto permitirá escalar el sistema multisensor sin comprometer la integridad de la adquisición ni la sincronización entre módulos.

Se propone desarrollar algoritmos que integren los datos de orientación obtenidos mediante cuaterniones tanto del sistema multisensor como del sistema optimizado. Esta fusión permitiría calcular de manera simultánea parámetros espaciotemporales y cinemáticos durante una misma prueba de marcha. El procesamiento conjunto contribuiría a reducir tiempos de análisis y maximizar el uso de los datos adquiridos, evitando la necesidad de pruebas separadas y potenciando las capacidades del sistema en aplicaciones clínicas y de investigación.

Se recomienda extender la validación del sistema optimizado a pacientes con patologías específicas (ej. Parkinson, ACV, prótesis de cadera/rodilla) y entornos clínicos reales. Esto permitirá evaluar su robustez ante patrones de marcha atípicos y adaptar los algoritmos de detección de eventos y cálculo de parámetros a variabilidades no observadas en sujetos sanos.

BIBLIOGRAFIA

- [1] S. Collado Vázquez, “Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga.” Universidad Complutense de Madrid, Madrid, 2002.
- [2] J. C. Cubillos Alzate and S. A. Perea Caro, “Boletines Poblacionales: Personas con Discapacidad-PCD 1 Oficina de Promoción Social I-2020,” *Boletines poblacionales - Ministerio de Salud*, 2020. Accessed: Aug. 27, 2024. [Online]. Available: <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/PS/bol-etines-poblacionales-personas-discapacidadI-2020.pdf>
- [3] UNFPA, ONU Mujeres, and Unicef, “Análisis de la situación de las personas con discapacidad en Colombia 2021: Entre avances y retos,” 2022. Accessed: Aug. 27, 2024. [Online]. Available: <https://colombia.unwomen.org/sites/default/files/2022-05/Discapacidad.pdf>
- [4] J. A. Villarejo García, “Estimación de parámetros de la marcha humana utilizando sensores inerciales - Propuesta de trabajo de grado,” Cali, Nov. 2020.
- [5] A. Herrero Larrea, “Estudio de los parámetros espaciales de la marcha en la población anciana española y su asociación con resultados adversos de salud.” Universidad Internacional de Cataluña, Barcelona, 2017.
- [6] J. H. Osorio and M. H. Valencia, “Bases para el entendimiento del proceso de la marcha humana,” *Archivos de Medicina*, vol. 13, no. 1, pp. 88–96, 2013, [Online]. Available: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=273828094009>
- [7] J. R. Duque Ramírez *et al.*, “Descripción de los Parámetros de Referencia de la Marcha en Adultos de la Población Antioqueña entre 20 y 54 años de Edad,” Universidad CES, Medellín, 2012.
- [8] J. M. Luna López, “Sistema electrónico para el análisis de la marcha humana en el plano sagital,” Universidad del Valle, Cali, 2017.
- [9] A. Villa Moreno, E. Gutiérrez Gutiérrez, and J. C. Pérez Moreno, “Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría,” *Rev Ing Biomed*, vol. 2, no. 3, pp. 16–26, 2008.
- [10] L. A. Martínez Montilla, “Valores de Referencia en los Parámetros Espacio Temporales de la Marcha en Adultos Funcionales de la Ciudad de Cali,” Universidad del Valle, Cali, 2022.
- [11] J. Cámara, “Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales,” *Entramado*, vol. 7, no. 1, pp. 160–173, 2011.
- [12] S. González Velázquez, “Valoración cuantitativa de la marcha mediante un sistema óptico de captura y análisis de movimiento y técnicas de Aprendizaje Automático,” Sep. 2021.
- [13] M. del M. Escandell, “Flexión plantar o plantiflexión,” www.fisioterapia-online.com. Accessed: Aug. 27, 2024. [Online]. Available: <https://www.fisioterapia-online.com/glosario/flexion-plantar-o-plantiflexion>
- [14] M. del M. Escandell, “FLEXIÓN DORSAL O DORSIFLEXIÓN,” www.fisioterapia-online.com. [Online]. Available: <https://www.fisioterapia-online.com/glosario/flexion-dorsal-o-dorsiflexion>
- [15] M. C. Panesso, M. C. Trillos, and I. T. Guzmán, “BIOMECÁNICA CLÍNICA DE LA RODILLA,” Bogotá, Dec. 2008.

- [16] R. Rubio, "Análisis del movimiento: Flexión de cadera y musculatura implicada," IBWellness. [Online]. Available: <https://ibwellness.es/analisis-del-movimiento-flexion-de-cadera-y-musculatura-implicada/#:~:text=La>
- [17] J. Montoro and K. Montoro, "Extensión de cadera: calidad del movimiento," FIDIAS. Accessed: Aug. 27, 2024. [Online]. Available: <https://fidias.net/extension-de-cadera/#:~:text=La%20extensi%C3%B3n%20de%20cadera%20es%20un%20movimiento%20que%20se%20realiza,en%20relaci%C3%B3n%20con%20el%20torso>.
- [18] F. H. Netter, *Atlas de Anatomía Humana*, Segunda edición. 2001.
- [19] S. Sprager and M. B. Juric, "Inertial sensor-based gait recognition: A review," *Sensors (Switzerland)*, vol. 15, no. 9, pp. 22089–22127, Sep. 2015, doi: 10.3390/s150922089.
- [20] N. Ahmad, R. A. R. Ghazilla, N. M. Khairi, and V. Kasi, "Reviews on Various Inertial Measurement Unit (IMU) Sensor Applications," *International Journal of Signal Processing Systems*, vol. 1, pp. 256–262, 2013, doi: 10.12720/ijsp.1.2.256-262.
- [21] H. Goldstein, *Mecánica Clásica*, 2nd ed. Barcelona: Editorial Reverté S.A., 2006.
- [22] G. Abramson, "MECÁNICA CLÁSICA Notas de clase," 2017.
- [23] B. Baker, "Apply Sensor Fusion to Accelerometers and Gyroscopes." [Online]. Available: <https://www.digikey.com/en/articles/apply-sensor-fusion-to-accelerometers-and-gyroscopes>
- [24] Longan Docs, "9-Dof Sensor Card." [Online]. Available: <https://docs.longan-labs.cc/1011021/>
- [25] M. López Tornos, "Sensores Inerciales para la Estimación de Ángulos de Rotación en Biomecánica," Universidad de Sevilla, Sevilla, 2024.
- [26] L. Vargas, P. Caicedo, S. A. Salinas, W. Sierra, and L. Rodríguez, "Protocolo de Evaluación de un Sistema para Medición de Parámetros de Tiempo de la Marcha Humana," in *IX Congreso Iberoamericano de Tecnologías para Apoyo a la Discapacidad*, L. Vargasa, P. Caicedo, S. A. Salinas, W. Sierra, and L. Rodríguez, Eds., Bogotá, 2017.
- [27] D. Tarniță, "Wearable sensors used for human gait analysis," *Rom J Morphol Embryol*, vol. 57, no. 2, pp. 373–382, 2016, [Online]. Available: <http://www.aptec.com/>
- [28] P. B. Shull, W. Jirattigalachote, M. A. Hunt, M. R. Cutkosky, and S. L. Delp, "Quantified self and human movement: A review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention," *Gait Posture*, vol. 40, no. 1, pp. 11–19, 2014.
- [29] M. F. Muhamad *et al.*, "Design and Implementation of Wearable IMU Sensor System for Heel-Strike and Toe-Off Gait Parameter Measurement," in *2023 IEEE International Conference on Applied Electronics and Engineering, ICAEE 2023*, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2023. doi: 10.1109/ICAEE58583.2023.10331235.
- [30] E. Camargo C., Y. Garzón G., and V. A. Camacho P., "Sistema portátil de captura de movimiento para el análisis cinemático de la marcha humana," *Tecnura*, vol. 16, no. 34, pp. 67–83, Dec. 2012.
- [31] A. Astudillo, E. Avella-Rodríguez, G. Arango-Hoyos, J. Ramirez-Scarpetta, and E. Rosero, "Smartphone-Based Wearable Gait Monitoring System Using Wireless Inertial Sensors," *International journal of online and biomedical engineering*, vol. 19, no. 8, pp. 38–55, 2023, doi: 10.3991/ijoe.v19i08.38781.
- [32] Movella Inc., "Movella DOT- An industry-leading development platform Superior sensor fusion technology," Movella.com. [Online]. Available: <https://www.movella.com/products/wearables/movella-dot>

- [33] Technaid, "Tech-IMU V4 Series," Inertial Measurement Unit - Technaid. [Online]. Available: <https://www.technaid.com/products/inertial-measurement-unit-tech-imu-biomechanichs/>
- [34] BIOMEC, "Plataforma de Presiones Plantares - análisis de la pisada," BIOMEC. Accessed: Aug. 27, 2024. [Online]. Available: <https://www.biomec.com.co/plataforma-de-presiones-plantares.html>
- [35] J. Bae and M. Tomizuka, "A tele-monitoring system for gait rehabilitation with an inertial measurement unit and a shoe-type ground reaction force sensor," *Mechatronics*, vol. 23, no. 6, pp. 646–651, 2013, doi: 10.1016/j.mechatronics.2013.06.007.
- [36] Qualisys, "Combining markerless & marker-based motion capture," Qualisys. Accessed: Aug. 27, 2024. [Online]. Available: <https://www.qualisys.com/features/markerless-motion-capture/>
- [37] T. Lluch Sebastián, "Electromiografía: qué es, síntomas y tratamiento," Top Doctors. [Online]. Available: <https://www.topdoctors.es/neurofisiologia-clinica-especialidad/>
- [38] T. Aurich Schuler, R. Müller, and H. J. Van Hedel, "Leg surface electromyography patterns in children with neuro-orthopedic disorders walking on a treadmill unassisted and assisted by a robot with and without encouragement," *J Neuroeng Rehabil*, vol. 10, no. 1, 2013, doi: 10.1186/1743-0003-10-78.
- [39] Q. Zhang, N. Fragnito, J. R. Franz, and N. Sharma, "Fused ultrasound and electromyography-driven neuromuscular model to improve plantarflexion moment prediction across walking speeds," *J Neuroeng Rehabil*, vol. 19, no. 1, Dec. 2022, doi: 10.1186/s12984-022-01061-z.
- [40] M. Haro D., "Gait and movement analysis laboratory," *Revista Medica Clinica Las Condes*, vol. 25, no. 2, pp. 237–247, Mar. 2014, doi: 10.1016/S0716-8640(14)70034-3.
- [41] Fundación Universitaria Maria Cano, "Laboratorio de análisis de movimiento examen marcha - Maria Cano," Fundación Universitaria Maria Cano. Accessed: Aug. 27, 2024. [Online]. Available: <https://www.fumc.edu.co/laboratorio-analisis-movimiento-examen-marcha/>
- [42] B. Siepert, "Adafruit 9-DOF Orientation IMU Fusion Breakout - BNO085," Aug. 2024. [Online]. Available: <https://learn.adafruit.com/adafruit-9-dof-orientation-imu-fusion-breakout-bno085>
- [43] A. F. Restrepo Alvarez and J. A. Villarejo García, "FICHA DE CARACTERIZACIÓN - Sistema inercial de estimación de marcha humana para entorno de rehabilitación," 2022.
- [44] CEVA Hillcrest lab, "BNO080_085-Datasheet IMU's," 2023.
- [45] Nordic Semiconductor ASA, "PRELIMINARY PRODUCT SPECIFICATION - Single chip 2.4 GHz Transceiver nRF24L01," 2006. Accessed: Aug. 27, 2024. [Online]. Available: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/1243924/ETC1/NRF24L01.html>
- [46] ITeadStudio, "HC-05-Bluetooth to Serial Port Module," 2010. Accessed: Aug. 27, 2024. [Online]. Available: <https://www.alldatasheet.es/datasheet-pdf/pdf/1492299/ETC/HC-05.html>
- [47] Lady Ada, "Distribución de pines | Adafruit Feather M4 Express | Sistema de aprendizaje de Adafruit," learn.adafruit.com. [Online]. Available: <https://learn.adafruit.com/adafruit-feather-m4-express-atsamd51/pinouts>
- [48] B. Siepert, "Arduino - Adafruit 9-DOF Orientation IMU Fusion Breakout - BNO085 - Adafruit Learning System," Adafruit. [Online]. Available: <https://learn.adafruit.com/adafruit-9-dof-orientation-imu-fusion-breakout-bno085/arduino>

- [49] A. F. Restrepo Álvarez and J. A. Villarejo García, "INFORME DE IDENTIFICACIÓN DEL MODELO DE NEGOCIOS TRL 7 Y 8 - Sistema inercial de estimación de marcha humana para entorno de rehabilitación," 2020. [Online]. Available: <https://cecma.com.ar/wp->
- [50] Those icons Lineal, "Processor - Free computer icons," www.flaticon.com. [Online]. Available: https://www.flaticon.com/free-icon/processor_482484
- [51] L. Arina, "Bluetooth - Iconos gratis de multimedia," www.flaticon.es. [Online]. Available: https://www.flaticon.es/icono-gratis/bluetooth_7578481
- [52] Those Icons, "Battery - Flaticon," www.flaticon.es. Accessed: Sep. 02, 2025. [Online]. Available: https://www.flaticon.com/free-icon/car-battery_2087628?term=battery&page=1&position=44&origin=search&related_id=20876281/4
- [53] G. Cresnar, "Compass - Free Tools and utensils icons," www.flaticon.com. [Online]. Available: https://www.flaticon.com/free-icon/compass_179621
- [54] Smashicons, "Wireless internet - Free shapes icons," www.flaticon.com. [Online]. Available: https://www.flaticon.com/free-icon/wireless-internet_149192
- [55] Payungked, "LED - Iconos gratis de multimedia," www.flaticon.es. [Online]. Available: https://www.flaticon.com/free-icon/led_2338838?term=led&page=1&position=2&origin=search&related_id=2338838
- [56] B. Siepert, "Report Types | Adafruit 9-DOF Orientation IMU Fusion Breakout - BNO085 | Adafruit Learning System," Adafruit. [Online]. Available: <https://learn.adafruit.com/adafruit-9-dof-orientation-imu-fusion-breakout-bno085/report-types>
- [57] William. Stallings, *Data and computer communications*. Pearson, 2014.
- [58] Freepik, "Ordenador personal - Iconos gratis de computadora," www.flaticon.es. [Online]. Available: https://www.flaticon.es/icono-gratis/ordenador-personal_2377775
- [59] "MATLAB Logo - símbolo, significado logotipo, historia, PNG," 1000marcas.net. Accessed: May 01, 2025. [Online]. Available: <https://1000marcas.net/matlab-logo/>
- [60] Dejan, "nRF24L01 – How It Works, Arduino Interface, Circuits, Codes." Accessed: Sep. 01, 2024. [Online]. Available: <https://howtomechatronics.com/tutorials/arduino/arduino-wireless-communication-nrf24l01-tutorial/>
- [61] TMRh20, "Capa de red RF24 optimizada: capa de red para radios RF24." Accessed: Sep. 02, 2024. [Online]. Available: <https://nrf24.github.io/RF24Network/>
- [62] Dejan, "Arduino Wireless Network with Multiple NRF24L01 Modules." [Online]. Available: <https://howtomechatronics.com/tutorials/arduino/how-to-build-an-arduino-wireless-network-with-multiple-nrf24l01-modules/>
- [63] L. M. Castro Ortega, "ANTEPROYECTO - GENERACIÓN DE PARÁMETROS DE LA MARCHA HUMANA MEDIANTE SENSORES INERCIALES PARA UNA EVALUACIÓN OBJETIVA," 2023.
- [64] kinovea.org, "Kinovea," www.kinovea.org. Accessed: May 26, 2025. [Online]. Available: <https://www.kinovea.org/features.html>
- [65] BTS Bioengineering, "G-WALK Wearable inertial sensor for motion analysis," www.btsbioengineering.com. Accessed: Apr. 08, 2025. [Online]. Available: <https://www.btsbioengineering.com/products/g-walk/>
- [66] T. Gujarathi and K. Bhole, "GAIT ANALYSIS USING IMU SENSOR," in *2019 10th International Conference on Computing, Communication and Networking Technologies (ICCCNT)*, Kanpur: IEEE, Jul. 2019.

- [67] L. Zhou *et al.*, "Validation of an IMU Gait Analysis Algorithm for Gait Monitoring in Daily Life Situations," in *42nd Annual International Conferences of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Montreal: IEEE, 2020.
- [68] M. Zeeshan Arshad, A. Jamsrandorj, J. Kim, and K.-R. Mun, "Gait Events Prediction using Hybrid CNN-RNN-based Deep Learning models through a Single Waist-worn Wearable Sensor," *IEEE Generic Colorized Journal*, pp. 1–10, 2017.
- [69] A. Muro-de-la-Herran, B. García-Zapirain, and A. Méndez-Zorrilla, "Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications," *Sensors (Switzerland)*, vol. 14, no. 2, pp. 3362–3394, Feb. 2014, doi: 10.3390/s140203362.
- [70] C. C. Yang and Y. L. Hsu, "A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring," *Sensors*, vol. 10, no. 8, pp. 7772–7788, Aug. 2010, doi: 10.3390/s100807772.
- [71] P. Esser, H. Dawes, J. Collett, and K. Howells, "IMU: Inertial sensing of vertical CoM movement," *J Biomech*, vol. 42, no. 10, pp. 1578–1581, Jul. 2009, doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.03.049.
- [72] W. Zijlstra and A. L. Hof, "Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking," *Gait Posture*, vol. 18, no. 2, pp. 1–10, Oct. 2003, doi: 10.1016/S0966-6362(02)00190-X.
- [73] M. Tomc and Z. Matjačić, "Real-Time Gait Event Detection with Adaptive Frequency Oscillators from a Single Head-Mounted IMU," *Sensors*, vol. 23, no. 12, Jun. 2023, doi: 10.3390/s23125500.
- [74] A. Kvist, F. Tinmark, L. Bezuidenhout, M. Reimeringer, D. M. Conradsson, and E. Franzén, "Validation of algorithms for calculating spatiotemporal gait parameters during continuous turning using lumbar and foot mounted inertial measurement units," *J Biomech*, vol. 162, Jan. 2024, doi: 10.1016/j.jbiomech.2023.111907.
- [75] D. Kiernan, K. Dunn Siino, and D. A. Hawkins, "Unsupervised Gait Event Identification with a Single Wearable Accelerometer and/or Gyroscope: A Comparison of Methods across Running Speeds, Surfaces, and Foot Strike Patterns," *Sensors*, vol. 23, no. 11, Jun. 2023, doi: 10.3390/s23115022.
- [76] "PLA y otros materiales de impresora 3D: Características de filamentos," ABAX. Accessed: Sep. 30, 2024. [Online]. Available: <https://abax3dtech.com/2020/11/20/pla-y-otros-materiales-de-impresora-3d-caracteristicas-de-filamentos/#:~:text=Desventajas%3A%20Suele%20ser%20caro%2C%20sensible,en%20a%20cama%20de%20impresi%C3%B3n>
- [77] K. Hamad, M. Kaseem, H. W. Yang, F. Deri, and Y. G. Ko, "Properties and medical applications of polylactic acid: A review," *Express Polym Lett*, vol. 9, no. 5, pp. 435–455, 2015, doi: 10.3144/expresspolymlett.2015.42.
- [78] L. M. Castro Ortega and O. Bolivar Chaves, "FICHA DE CARACTERIZACIÓN DE LOS PROTOTIPOS, PROTOCOLOS, FINALIZADOS O PRODUCTOS/SERVICIOS," 2024.
- [79] T. Xu, W. Shen, X. Lin, and Y. M. Xie, "Mechanical properties of additively manufactured thermoplastic polyurethane (TPU) material affected by various processing parameters," *Polymers (Basel)*, vol. 12, no. 12, pp. 1–16, Dec. 2020, doi: 10.3390/polym12123010.
- [80] Mástoner, "Filamento ABS características para uso en impresión 3D," mastoner.com. Accessed: Mar. 25, 2025. [Online]. Available: <https://www.mastoner.com/blog/filamento->

abs-caracteristicas-material-

3d/?srsltid=AfmBOoqXLj_mABEVVAAtAi5PvHS6TW7adpD91L0cfaj0fluxfq093wnQz

- [81] A. Favieri, "Introducción a los Cuaterniones Favieri," Nov. 03, 2008.
- [82] J. A. Kamlofsky and M. L. Bergamini, "LOS CUATERNIONES EN VISIÓN ROBOTICA," Buenos Aires, 2000.
- [83] S. O. H. Madgwick, "An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays," Apr. 2010.
- [84] R. Queen, L. Dickerson, S. Ranganathan, and D. Schmitt, "A novel method for measuring asymmetry in kinematic and kinetic variables: The normalized symmetry index," *J Biomech*, vol. 99, Jan. 2020, doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.109531.
- [85] S. Viteckova, P. Kutilek, Z. Svoboda, R. Krupicka, J. Kauler, and Z. Szabo, "Gait symmetry measures: A review of current and prospective methods," *Biomed Signal Process Control*, vol. 42, pp. 89–100, Apr. 2018, doi: 10.1016/j.bspc.2018.01.013.
- [86] Z. Wang, J. H. Chien, and C. He, "The effect of bilateral knee osteoarthritis on gait symmetry during walking on different heights of staircases," *J Biomech*, vol. 182, Mar. 2025, doi: 10.1016/j.jbiomech.2025.112583.

ANEXOS

ANEXO A. Esquemático de los módulos de medición inercial

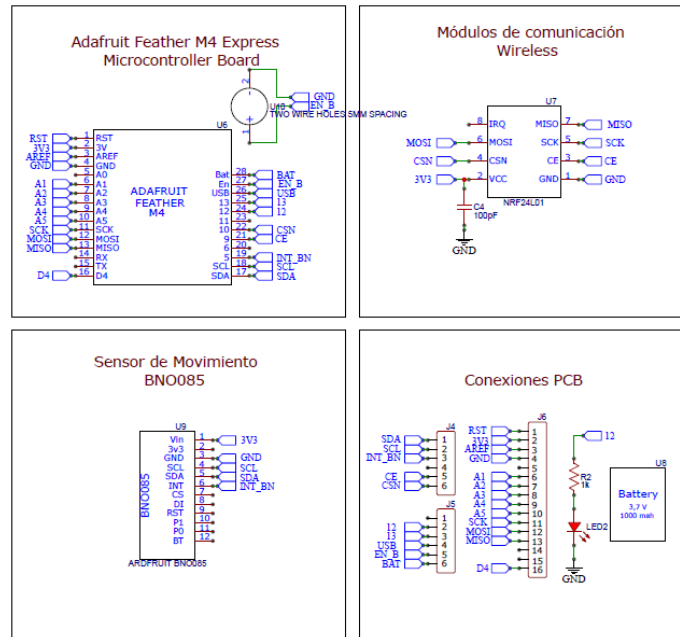


Ilustración 31. Esquemático de los sensores de las articulaciones

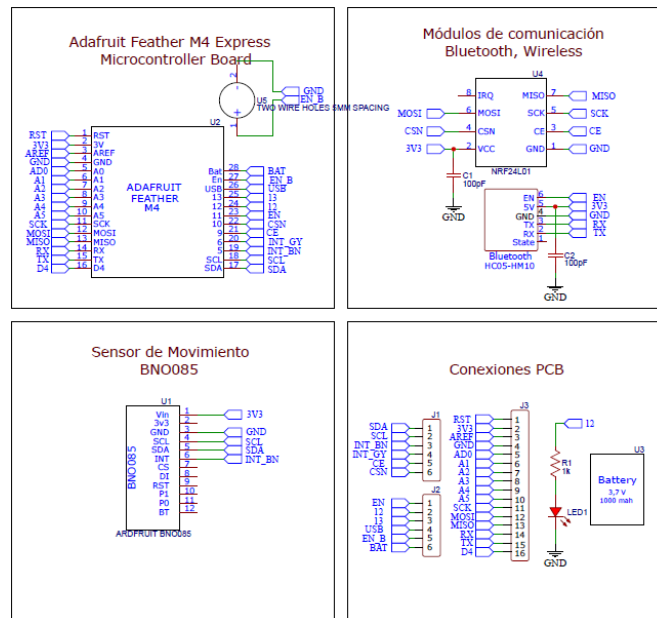


Ilustración 32. Esquemático del sensor de la espalda

ANEXO B. Consentimiento informado

Consentimiento informado para la evaluación de la marcha mediante un sensor inercial

Fecha: _____

Por medio del presente consentimiento, en pleno y normal uso de mis facultades mentales y sin limitaciones o impedimentos de carácter médico, Yo _____, identificado(a) con documento de identidad No. _____, otorgo en forma libre mi consentimiento a los investigadores del proyecto de evaluación de la marcha humana mediante sensores inerciales, quienes me han explicado en qué consiste el procedimiento, sus implicaciones, posibles molestias, beneficios y el uso que se dará a los datos recolectados.

Nombre del procedimiento: Evaluación objetiva de la marcha mediante una unidad de medición inercial (IMU).

Descripción del procedimiento: el procedimiento consiste en colocar un sensor inercial (IMU) en la región lumbar, asegurado mediante una banda elástica ajustable. Se me solicitará permanecer de pie en posición anatómica durante 5 segundos, luego caminar en línea recta a paso natural por aproximadamente 10 segundos y regresar a la posición anatómica por otros 10 segundos. Todo el procedimiento será guiado por un responsable, y podrá repetirse si se presentan errores o interrupciones.

Condiciones de participación: solo podrán participar personas sanas entre 18 y 59 años, sin lesiones recientes ni dificultades para caminar.

Posibles molestias o riesgos: leve incomodidad por el uso de la banda elástica o fatiga menor por la caminata.

Recomendaciones: usar ropa cómoda y calzado deportivo. Informar cualquier molestia antes, durante o después de la prueba.

Autorización de uso de datos: Autorizo que los datos obtenidos sean usados únicamente con fines académicos y científicos, y entiendo que mi identidad será protegida. Mi participación es voluntaria y puedo retirarme en cualquier momento sin consecuencias.

Autorización de registro audiovisual: Adicionalmente, autorizo la toma de fotografías y/o videos durante la realización del procedimiento, los cuales serán utilizados exclusivamente con fines académicos, tales como análisis, presentaciones o publicaciones dentro del marco del proyecto. Entiendo que mi identidad será resguardada en todo momento y que no se hará uso comercial de dicho material.

Firma del participante

Nombre: _____

Documento: _____

Firma del responsable

Nombre: _____

Documento: _____

Ilustración 33. Consentimiento informado

ANEXO C. Informe de prueba de marcha



GENERACIÓN DE PARÁMETROS DE LA MARCHA HUMANA MEDIANTE SENSORES INERCIALES PARA UNA EVALUACIÓN OBJETIVA

LAURA MARÍA CASTRO ORTEGA

FACULTAD DE INGENIERÍA

NOMBRE COMPLETO:	LAURA	GÉNERO:	Femenino
FECHA NACIMIENTO:	05/07/2001	EDAD:	23
PESO [kg]:	90	ESTATURA [cm]:	166
TALLA CALZADO:	38		

FECHA Y HORA DE LA PRUEBA
18/05/2025 11:45 PM

FECHA Y HORA DEL REPORTE
18/05/2025 11:45 PM

PARÁMETROS ESPACIOTEMORALES	VALOR
Duración del análisis [s]	12.55
Desplazamiento [m]	13.65
Velocidad de marcha [m/s]	1.09
Cadencia [pasos/min]	105.16
Índice de simetría [%]	98.89

PARÁMETROS POR PIERNA	IZQUIERDA	DERECHA
Número de pasos	11	11
Longitud de Zancada [m]	1.30	1.29
Longitud de Paso [%Longitud zancada]	49.20	50.98
Tiempo de fase de apoyo [%]	59.41	60.16
Tiempo de fase de balanceo [%]	40.59	39.84
Tiempo de fase de doble apoyo [%]	19.23	19.56
Tiempo de fase de apoyo simple [%]	40.18	40.60

PATOLOGÍAS DEL PACIENTE:
No se han ingresado patologías previamente.

ELABORADO POR: LAURA MARIA CASTRO ORTEGA

Ilustración 34. Informe de marcha generado por la aplicación