EDUCACIÓN
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA

TECNOLÓGICO NACIONAL DE MÉXICO

DIVISIÓN DE ESTUDIOS POSGRADO E INVESTIGACIÓN

Opción 1.- TESIS

TRABAJO PROFESIONAL

DISEÑO Y DESARROLLO DE UN SISTEMA DE RETROALIMENTACIÓN HÁPTICA PARA EL ANÁLISIS Y CORRECCIÓN DE LA MARCHA HUMANA

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA

PRESENTA:

LIDIO JAVIER HERNÁNDEZ KONSTZ

DIRECTOR DE TESIS:

DR. OSCAR OSVALDO SANDOVAL GONZALEZ

ORIZABA, VERACRUZ, MÉXICO JUNIO 2026

Educación
Secretaría de Educación Pública

TECNOLÓGICO NACIONAL DE MÉXICO



Instituto Tecnológico de Orizaba
Departamento de División de Estudios de Posgrado e Investigación

Orizaba, Veracruz, 11/junio/2026
Dependencia: **División de Estudios de Posgrado e Investigación**
Asunto: **Autorización de Impresión**
OPCION: **I**

C. LIDIO JAVIER HERNÁNDEZ KONSTZ
Candidato(a) a Grado de Maestro(a) en:
INGENIERÍA ELECTRÓNICA
P R E S E N T E.-

De acuerdo con el Reglamento de Titulación vigente de los Centros e Institutos Tecnológicos Federales del Tecnológico Nacional de México, de la Secretaría de Educación Pública, y habiendo cumplido con todas las indicaciones que la Comisión Revisora le hizo respecto a su Trabajo Profesional titulado:

"DISEÑO Y DESARROLLO DE UN SISTEMA DE RETROALIMENTACIÓN HÁPTICA PARA EL ANÁLISIS Y CORRECCIÓN DE LA MARCHA HUMANA"

Comunico a Usted que este Departamento concede su autorización para que proceda a la impresión del mismo.

A T E N T A M E N T E
Excelencia en Educación Tecnológica®
CIENCIA – TÉCNICA - CULTURA®

Educación
Secretaría de Educación Pública
TECNOLÓGICO NACIONAL DE MÉXICO
INSTITUTO TECNOLÓGICO DE ORIZABA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

DR. OSCAR BÁEZ SENTÍES
JEFE DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

OG-13-F06



2026 año de Margarita Maza



Instituto Tecnológico de Orizaba
Departamento de División de Estudios de Posgrado e Investigación

Orizaba, Veracruz, 8/junio/2026
Asunto: **Revisión de trabajo escrito**

C. DR. OSCAR BÁEZ SENTÍES
JEFE DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS
DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
P R E S E N T E.-

Los que suscriben, miembros del jurado, han realizado la revisión de la Tesis del (la) C.

LIDIO JAVIER HERNANDEZ KONSTZ

La cual lleva el título de:

"DISEÑO Y DESARROLLO DE UN SISTEMA DE RETROALIMENTACIÓN HÁPTICA PARA EL ANÁLISIS Y CORRECCIÓN DE LA MARCHA HUMANA"

Y concluyen que se acepta.

A T E N T A M E N T E
Excelencia en Educación Tecnológica®
CIENCIA – TÉCNICA - CULTURA®

PRESIDENTE:	DR. OSCAR OSVALDO SANDOVAL GONZÁLEZ	FIRMA
SECRETARIO:	DR. JOSÉ PASTOR RODRÍGUEZ JARQUIN	FIRMA
VOCAL:	DR. ALBINO MARTÍNEZ SIBAJA	FIRMA
VOCAL SUP.:	DR. GERARDO ÁGUILA RODRÍGUEZ	FIRMA

TA-09-18



2026 año de Margarita Maza

CONTENIDO

RESUMEN 12

ABSTRACT 13

INTRODUCCIÓN 14

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA 16

JUSTIFICACIÓN 18

HIPÓTESIS 20

OBJETIVOS 21

OBJETIVOS ESPECÍFICOS 21

CONTRIBUCIÓN AL CONOCIMIENTO 23

CAPÍTULO 1: MARCO TEORICO 24

1.1 Fundamentos de la Marcha Humana 24

1.1.1 Definición y ciclo de la marcha 24

1.1.2 Parámetros biomecánicos de la marcha 24

1.1.3 Trastornos de la marcha y su relevancia clínica 25

1.2 Tecnologías para el Análisis de la Marcha 25

1.2.1 Sistemas tradicionales vs. tecnologías portátiles 25

1.2.2 Sensores inerciales (IMU): fundamentos y tipos 26

1.2.3 Ventajas y limitaciones de los IMU en el análisis de marcha 26

1.2.4 Protocolos de comunicación inalámbrica en sistemas embebidos 26

1.3 Procesamiento de Señales en Sensores Inerciales 27

1.3.1 Adquisición y acondicionamiento de señales 27

1.3.2 Técnicas de filtrado digital 27

1.3.3 Calibración y corrección de errores 28

1.4 Biomecánica Clínica y Clasificación de Patrones de Marcha 28

1.4.1 Índices biomecánicos para evaluación clínica 28

1.4.2 Sistemas basados en reglas (Rule-based systems) para clasificación diagnóstica 29

1.4.3 Validación de sistemas de análisis de marcha 29

CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE 31

2.0.1 Descripción General de los Trastornos de la Marcha y su Impacto 33

2.0.2 Biomecánica de la Marcha Humana 33

2.0.3 Ciclo de Marcha Normal 34

2.0.4 Factores que afectan los patrones de la marcha 34

2.0.5 Trastornos Comunes de la Marcha 34

2.0.6 Trastornos Neurológicos 35

2.0.7 Enfermedad de Parkinson 35

2.0.8 Accidente Cerebrovascular 36

2.0.9 Esclerosis Múltiple 36

2.0.10 Trastornos Musculoesqueléticos 36

2.0.11 Osteoartritis 37

2.0.12 Reemplazos de Cadera y Rodilla 37

2.0.13 Otras anomalías de la marcha 37

2.0.14 Neuropatía Diabética 38

2.0.15 Trastornos Vestibulares 38
2.0.16 Sensores inerciales en el análisis de la marcha 38
2.0.17 Tipos de Sensores Inerciales 39
2.0.18 Acelerómetros 39
2.0.19 Ventajas de los Sensores Inerciales en el Análisis de la Marcha 40
2.0.20 Técnicas de recopilación y procesamiento de datos 40
2.0.21 Direcciones Futuras y Desafíos 40
2.0.22 Avances en Tecnología de Sensores 41
2.0.23 Aprendizaje Automático e IA en el Análisis de la Marcha 41
2.0.24 Consideraciones Éticas y Privacidad del Paciente 41
CAPÍTULO 3: METODOLOGÍA 43
3.1 Fase I: Diseño del sistema de adquisición multicanal 43
3.1.1 Selección de componentes 43
3.1.2 Arquitectura de adquisición 43
3.1.3 Implementación del protocolo ESP-NOW 43
3.2 Fase II: Caracterización y calibración de sensores 44
3.2.1 Diseño del banco de pruebas esférico 44
3.2.2 Protocolo experimental de caracterización 44
3.2.3 Métricas de caracterización 44
3.2.4 Modelo de calibración 45
3.3 Fase III: Implementación del análisis biomecánico 45
3.3.1 Ubicación de sensores 45

3.3.2 Procesamiento de señales 45
3.3.3 Algoritmos de análisis 45
3.3.4 Detección de eventos de marcha y clasificación 46
3.4 Fase IV: Validación experimental 46
CAPÍTULO 4: ARQUITECTURA Y DESARROLLO DEL SISTEMA 48
4.1 Descripción general del sistema implementado 48
4.2 Etapa de sensado mediante los módulos IMU 50
4.3 Etapa de multiplexación I²C 50
4.4 Etapa de adquisición de datos en el ESP32 emisor 51
4.5 Etapa de transmisión inalámbrica mediante ESP-NOW 53
4.6 Etapa de recepción en el ESP32 receptor 54
4.7 Visualización de datos en el Monitor Serial 55
4.8 Etapa de retroalimentación háptica considerada en el sistema 56
4.9 Funcionamiento completo del sistema 56
4.10 Sistema de caracterización experimental para módulos IMU 60
4.10.1 Diseño físico del sistema de caracterización 61
4.10.2 Sistema electrónico interno del caracterizador 62
4.10.3 Transmisión inalámbrica de datos en el caracterizador 63
4.10.4 Procedimiento general de caracterización y verificación estadística 63
4.10.5 Utilidad del sistema de caracterización 64
4.10.6 Alcances del sistema de caracterización experimental 67
4.10.7 Limitaciones del sistema experimental 67

4.10.8 Relación del sistema de caracterización con el sistema principal 68
4.10.9 Resultados de la Caracterización del Sensor IMU..... 69
4.10.10 Alcance del Estudio..... 69
4.11 Metodología para la caracterización del sensor 70
4.11.1 Sensor Inercial (IMU)..... 70
4.11.2 Equipamiento de Calibración 70
4.11.3 Protocolo Experimental..... 70
4.11.4 Definiciones de Métricas 71
4.11.5 Procedimiento de Análisis Estadístico..... 73
4.12 Resultados..... 74
4.12.1 Tabla Resumen de Métricas 74
4.12.2 Análisis por Eje..... 74
4.12.3 Características de Precisión 75
4.12.4 Análisis de Correlación..... 76
4.13 Análisis e Interpretación 77
4.13.1 Fuentes de Error Identificadas 77
4.13.2 Pendiente de Calibración..... 77
4.13.3 Implicaciones para Uso Clínico 78
4.13.4 Especificación Final del Sensor 79
CAPÍTULO 5: SISTEMA DE ANÁLISIS BIOMECÁNICOS DE LA MARCHA HUMANA..... 80
5.0.1 Ubicaciones de Sensores..... 81

5.1 Análisis Biomecánico 83

5.2 Descripción de los Algoritmos de Análisis y Reglas de Decisión Clínica 84

5.2.1 Índice de Simetría (SI) 84

5.2.2 Rango de Movimiento (ROM) 85

5.2.3 Índice de Estabilidad (EST) 86

5.2.4 Puntuación Global de Riesgo (Risk Score) 86

5.2.5 Reglas de Decisión Clínica Basadas en reglas 87

5.3 Metodología para la identificación de Patrones de marcha patológicos y fisiológicos 89

5.3.1 Marcha Normal 89

5.3.2 Marcha Antálgica (Por Dolor) 91

5.3.3 Criterios de Detección por el Sistema 91

5.3.4 Marcha de Trendelenburg (Debilidad Glútea) 92

5.3.5 Marcha Cerebelosa (Ataxia) 95

5.3.6 Marcha de Parkinson 96

5.3.7 Marcha Espástica 97

5.3.8 Marcha en Tijera (Scissors) 98

5.3.9 Marcha en Estepaje (Pie Caído) 99

5.3.10 Marcha de Péndulo (Debilidad Proximal Severa) 100

5.4 Análisis de Resultados 104

5.4.1 Evaluación de Rango de Movimiento (ROM) 104

5.4.2 Confiabilidad de Mediciones 108

5.5 Validación Biomecánica 110

5.5.1 Comparación con Valores Clínicos de Referencia 110

5.5.2 Validación de Eventos de Marcha 110

5.5.3 Análisis de Aceleración Lineal y Fuerzas de Impacto 110

CONCLUSIONES 112

TRABAJO FUTURO 114

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS 115

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Diagrama de la Metodología de la Investigación 47
Figura 2. Diagrama general del sistema electrónico 49
Figura 3. Pruebas con todos los componentes que integran el sistema 49
Figura 4. Pruebas con Circuito de Multiplexación I2C 52
Figura 5. Etapa de recepción y transmisión de los datos por protocolo ESP-NOW 53
Figura 6. Diagrama equemático representando la metodología de comunicación emisor - receptor utilizando el protocolo i2c 55

Figura 7. Componentes de todo el sistema electrónico..... 57
Figura 8. Enter Caption..... 58
Figura 9. Enter Caption..... 59
Figura 10. Sistema empleado para la caracterización del sensor inercial IMU 60
Figura 11. IMU colocada en el centroide de la esfera para realizar el proceso de caracterización 61

Figura 12. Metodología de Caracterización y Estadística 65
Figura 13. Pruebas del sistema de caracterización del sensor 66
Figura 14. Procedimiento del análisis estadístico..... 73
Figura 15. Exactitud del Sensor IMU..... 75
Figura 16. Error de Meidciónd el Sensor IMU..... 76
Figura 17. Repetibilidad: Desviación estándar vs pruebas..... 77
Figura 18. Análisis de la caracterización: Regresión Lineal..... 78
Figura 19. Colocación de Sensores en la sección de peroné y fémur 82
Figura 20. Análisis Biomecánico Marcha (Pierna Izquierda) 83
Figura 21. Diagrama representativo de la Marcha Normal..... 90
Figura 22. Diagrama representativo de la Marcha Antálgica..... 92
Figura 23. Diagrama representativo de la Marcha con Debilidad Glutea 94
Figura 24. Diagrama representativo de la Marcha con Ataxia 96
Figura 25. Diagrama representativo de la Marcha con Parkinson..... 97
Figura 26. Diagrama representativo de la Marcha Espástica 98
Figura 27. Diagrama representativo de la marcha en Tijeras 99
Figura 28. Diagrama representativo de la Marcha Pie Caído.....100
Figura 29. Diagrama Representativo de la Marcha Pendulo.....101

Figura 30. Detección de Eventos de Marcha.....106
Figura 31. Analisis de Simetría pierna izquierda y derecha 107
Figura 32. Rango de Movimiento.....108
Figura 33. REsultados del sistema de diagnóstico y clasificación de patologías de marcha.....109

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Resumen de Métricas de Validación por Eje 74
Tabla 2. Ubicaciones anatómicas de sensores IMU 81
Tabla 3. Interpretación del Índice de Simetría (SI). 85
Tabla 4. Rangos de Movimiento normales y límites patológicos. 85
Tabla 5. Correspondencia entre parámetros clínicos y puntuaciones parciales. 87
Tabla 6. Interpretación de la Puntuación de Riesgo R. 87
Tabla 8. Métricas de evaluación del sistema 88
Tabla 7. Reglas de decisión clínica para la clasificación de patrones de marcha. 102
Tabla 9. Tabla comparativa de patologías de marcha 103
Tabla 10. Validación de ROM contra valores clínicos.....104
Tabla 11. Validación contra literatura clínica 110
Tabla 12. Desempeño de detección de eventos.....110

LISTA DE ECUACIONES

RESUMEN

Los trastornos de la marcha afectan hasta el 82 % de los adultos mayores de 85 años, constituyendo un factor de riesgo crítico para caídas, pérdida de independencia y deterioro de la calidad de vida. La evaluación objetiva de la marcha sigue siendo un desafío en entornos con recursos limitados debido al alto costo y la poca portabilidad de los sistemas tradicionales. En esta tesis se diseña, implementa y valida un sistema portátil de bajo costo basado en sensores inerciales (IMU), comunicación inalámbrica ESP-NOW y un clasificador clínico embebido en microcontroladores ESP32 para el análisis y la corrección de la marcha humana.

Se desarrolló una arquitectura de adquisición multicanal que integra tres IMUs (ampliables a ocho) mediante un multiplexor I²C TCA9548A, resolviendo conflictos de direccionamiento en un bus compartido. Se implementó un sistema de caracterización experimental del sensor IMU que permitió evaluar exactitud, precisión y repetibilidad de los sensores, así como establecer un modelo de calibración por regresión lineal. Los resultados mostraron un error absoluto medio de 10.5y una repetibilidad de <1.2.

El sistema calcula índices biomecánicos clave: Índice de Simetría (SI), Rango de Movimiento (ROM), Índice de Estabilidad (EST) y Puntuación Global de Riesgo (R). Mediante un motor de reglas se clasifican automáticamente nueve patrones de marcha (normal, antálgica, Trendelenburg, cerebelosa/atáxica, parkinsoniana, espástica, en tijera, en estepaje y de péndulo).

Se concluye que es factible implementar un sistema de diagnóstico de marcha completamente embebido, sin procesamiento externo, utilizando componentes de bajo costo. Las contribuciones incluyen: una arquitectura multicanal escalable, un sistema de transmisión inalámbrica de baja latencia sin infraestructura Wi-Fi, un banco de calibración autónomo y portable, y un clasificador clínico basado en reglas interpretables.

Palabras Clave: análisis de marcha, sensores inerciales (IMU), ESP-NOW, calibración de sensores, clasificación de patrones de marcha, sistemas embebidos, retroalimentación háptica.

ABSTRACT

Gait disorders affect up to 82 % of adults over 85 years of age, constituting a critical risk factor for falls, loss of independence, and deterioration of quality of life. Objective gait assessment remains a challenge in resource-limited settings due to the high cost and low portability of traditional systems. This thesis designs, implements, and validates a low-cost portable system based on inertial sensors (IMUs), ESP-NOW wireless communication, and a clinical classifier embedded in ESP32 microcontrollers for the analysis and correction of human gait.

A multi-channel acquisition architecture was developed that integrates three IMUs (expandable to eight) using an I²C TCA9548A multiplexer, resolving addressing conflicts on a shared bus. An experimental IMU sensor characterization system was implemented, allowing the evaluation of sensor accuracy, precision, and repeatability, as well as the establishment of a linear regression calibration model. Results showed a mean absolute error of 10.5 and a repeatability of <1.2.

The system calculates key biomechanical indices: Symmetry Index (SI), Range of Motion (ROM), Stability Index (EST), and Global Risk Score (R). Using a rule engine, nine gait patterns are automatically classified (normal, antalgic, Trendelenburg, cerebellar/ataxic, parkinsonian, spastic, scissors, steppage, and pendular).

It is concluded that it is feasible to implement a fully embedded gait diagnosis system, without external processing, using low-cost components. Contributions include: a scalable multi-channel architecture, a low-latency wireless transmission system without Wi-Fi infrastructure, an autonomous and portable calibration rig, and an interpretable rule-based clinical classifier.

Keywords: gait analysis, inertial sensors (IMU), ESP-NOW, sensor calibration, gait pattern classification, embedded systems, haptic feedback.

INTRODUCCIÓN

Los trastornos de la marcha son altamente prevalentes en la población adulta mayor, con una incidencia que aumenta de manera significativa con la edad. Mientras que a los 60 años, alrededor del 85 % de las personas presentan una marcha normal, este porcentaje desciende drásticamente al 18 % en aquellos mayores de 85 años. Estas alteraciones tienen consecuencias potencialmente graves, siendo las caídas uno de los problemas más preocupantes. Las lesiones derivadas de las caídas pueden variar desde contusiones leves hasta fracturas graves o traumatismos craneales, representando un impacto significativo en la salud. Además, la reducción de la movilidad asociada a estos trastornos no solo genera una pérdida progresiva de independencia, sino que también suele exacerbarse por el miedo a caerse, limitando las actividades diarias y afectando profundamente la calidad de vida. Cabe destacar que los trastornos de la marcha también pueden ser indicativos de enfermedades subyacentes, como patologías cardiovasculares y demencias en etapas tempranas o preclínicas. Incluso cuando estos trastornos se presentan de forma aislada, pueden reflejar la presencia de afecciones cerebrovasculares o neurodegenerativas, con implicaciones graves para la supervivencia del individuo. Su asociación con caídas fatales, disminución de la capacidad funcional y mortalidad por causas médicas subyacentes resalta su relevancia clínica. En el adulto mayor, la evaluación de los trastornos de la marcha es particularmente compleja debido a la interacción de múltiples factores etiológicos. Identificar y describir de forma precisa los patrones específicos de marcha representa un desafío para los clínicos. Este trabajo tiene como objetivo ofrecer un enfoque práctico para la evaluación y manejo de los trastornos neurológicos de la marcha en esta población, abordando de manera clara y concisa la fisiopatología subyacente, el impacto del envejecimiento normal y la función mental en la marcha. Asimismo, se propone un sistema de clasificación basado en patrones clínicamente observables, diseñado para facilitar la diferenciación y el diagnóstico en la práctica diaria. Es importante señalar que esta revisión se enfoca en la evaluación y no en el tratamiento de los trastornos de la marcha en geriatría. Finalmente, la creciente disponibilidad de tecnologías portátiles, como los sensores inerciales, ha revolucionado el análisis de la marcha, ofreciendo mediciones más precisas y contextualizadas. Estos dispositivos permiten evaluar parámetros espacio-temporales, estabilidad y patrones de simetría en condiciones más

realistas, como trayectorias curvas o entornos complejos. Estas herramientas representan una oportunidad valiosa para avanzar en el diagnóstico y manejo de los trastornos de la marcha en el adulto mayor, destacando la importancia de una evaluación integral en esta población vulnerable.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los trastornos de la marcha son altamente prevalentes en las personas mayores, con una incidencia que aumenta de manera significativa con la edad. A los 60 años, cerca del 85 % de las personas conserva una marcha normal; sin embargo, este porcentaje disminuye drásticamente al 18 % en mayores de 85 años. Estas alteraciones no solo limitan la movilidad, sino que también tienen un impacto profundo en la calidad de vida y en la salud general de quienes las padecen. Entre las consecuencias más preocupantes de los trastornos de la marcha se encuentran las caídas, una de las principales causas de morbilidad y mortalidad en esta población. Las caídas pueden ocasionar lesiones que van desde contusiones menores hasta fracturas graves, como las de cadera, y traumatismos craneales, incrementando considerablemente el riesgo de discapacidad permanente. Adicionalmente, la pérdida de movilidad asociada a estos trastornos conlleva una reducción de la independencia funcional, afectando la autoestima, las interacciones sociales y, en última instancia, la calidad de vida. Este impacto se ve agravado por el miedo a caer, lo que puede limitar aún más la actividad física y desencadenar un círculo vicioso de inmovilidad, deterioro físico y aislamiento social. Más allá de las consecuencias visibles, los trastornos de la marcha son indicadores clave de condiciones subyacentes graves, como enfermedades cardiovasculares y demencias en etapas tempranas. Estos trastornos pueden reflejar alteraciones cerebrovasculares o neurodegenerativas en fases preclínicas, convirtiéndose en señales de advertencia para intervenciones tempranas. Su asociación con una disminución en las tasas de supervivencia no solo se relaciona con caídas fatales, sino también con la pérdida de capacidad funcional y la mortalidad atribuida a condiciones médicas concomitantes. El diagnóstico y manejo de los trastornos de la marcha en personas mayores es un desafío clínico debido a su naturaleza multifactorial, que involucra factores musculoesqueléticos, neurológicos, cardiovasculares y psicológicos. Esto subraya la necesidad de una evaluación integral que considere aspectos biomecánicos, funcionales y cognitivos para abordar de manera efectiva estas alteraciones. En los últimos años, los avances tecnológicos han proporcionado herramientas innovadoras para la evaluación de la marcha. Dispositivos portátiles como sensores inerciales y plataformas de análisis de movimiento permiten una medición precisa de parámetros como estabilidad, simetría y patrones espacio-temporales,

incluso en contextos que imitan mejor las condiciones del mundo real, como trayectorias curvas o superficies irregulares. Estas tecnologías representan una oportunidad para superar las limitaciones de las evaluaciones convencionales y ofrecer un análisis más detallado y contextualizado. Diferenciar entre los trastornos de la marcha asociados al envejecimiento normal y aquellos indicativos de patologías subyacentes es fundamental para un diagnóstico preciso. Contar con un enfoque práctico y una clasificación simplificada de los patrones de marcha puede facilitar la práctica clínica diaria, proporcionando una base sólida para intervenciones terapéuticas y preventivas. Si bien este trabajo no aborda directamente el tratamiento de los trastornos de la marcha en geriatría, enfatiza la importancia de un enfoque multidisciplinario que integre perspectivas neurológicas, geriátricas y tecnológicas. Este enfoque es esencial para mejorar los resultados clínicos y optimizar la calidad de vida de las personas mayores.

JUSTIFICACIÓN

El desarrollo de un sistema portátil para la captura de datos posturales y de marcha se justifica por la creciente demanda de herramientas tecnológicas avanzadas que permitan una evaluación precisa, objetiva y en tiempo real de patrones motores y posturales. Estas herramientas son fundamentales para abordar desafíos críticos en el ámbito de la salud, como el diagnóstico temprano de trastornos de la marcha y la implementación de planes de rehabilitación personalizados, especialmente en poblaciones vulnerables, como los adultos mayores y los pacientes con trastornos neuromotores.

En el ámbito clínico, la falta de soluciones accesibles y portátiles representa una barrera significativa para el monitoreo continuo de los pacientes fuera de entornos especializados, como laboratorios o clínicas. Los sistemas tradicionales para el análisis de la marcha, aunque efectivos, suelen ser costosos, voluminosos y difíciles de implementar en escenarios del mundo real. Esta limitación dificulta la evaluación integral de los pacientes en su entorno cotidiano, donde los factores contextuales y ambientales influyen en su desempeño motor.

En este contexto, el diseño de un sistema basado en sensores inerciales, complementado con retroalimentación vibrotáctil, ofrece una alternativa innovadora que no solo amplía el acceso a datos objetivos y fiables, sino que también habilita una intervención más ágil y personalizada por parte de los profesionales de la salud. El uso de sensores inerciales y retroalimentación vibrotáctil no solo tiene aplicaciones en la medicina, sino que también se extiende a otros sectores clave. En el deporte, por ejemplo, estas tecnologías permiten optimizar el rendimiento atlético, prevenir lesiones y mejorar las técnicas de entrenamiento.

En el ámbito industrial, su implementación puede reducir riesgos ergonómicos y fomentar condiciones de trabajo más seguras. Esta versatilidad convierte a estas herramientas en una solución integral con impacto transversal en múltiples disciplinas.

Desde una perspectiva social, el impacto de este tipo de sistemas es significativo. En adultos mayores, las caídas representan una de las principales causas de lesiones, hospitalizaciones y pérdida de independencia, generando elevados costos para los sistemas de salud. Un sistema que permita detectar patrones de marcha anómalos y corregirlos de manera temprana tiene el

potencial de prevenir caídas y mejorar la calidad de vida de esta población.

Del mismo modo, en pacientes en rehabilitación tras un accidente cerebrovascular o con enfermedades neurodegenerativas, una herramienta portátil para monitoreo y corrección en tiempo real puede acelerar la recuperación, fomentar la independencia funcional y reducir la necesidad de hospitalizaciones prolongadas.

Por último, este proyecto responde a la necesidad de innovación tecnológica en el sector salud, contribuyendo al desarrollo de soluciones accesibles, de bajo costo y con alto impacto clínico y social. Además, sienta las bases para futuras investigaciones y aplicaciones en áreas emergentes, como la telemedicina, la atención remota y el monitoreo preventivo de la salud. Este enfoque no solo aborda los desafíos actuales, sino que también posiciona al sistema propuesto como un elemento estratégico para avanzar en la convergencia entre la ingeniería biomédica, la tecnología portátil y la atención de la salud.

En resumen, el diseño y desarrollo de este sistema portátil no solo es necesario, sino también estratégico, al ofrecer una solución innovadora para problemas complejos en salud, deporte e industria, mientras contribuye al bienestar social y al avance tecnológico.

HIPÓTESIS

Un sistema de sensores IMU multiplexados y calibrados linealmente posibilita el cálculo de índices de simetría, ROM, estabilidad y riesgo con suficiente precisión para clasificar 9 patrones de marcha y detectar eventos con una gran sensibilidad.

OBJETIVOS

Diseñar, implementar y validar un sistema de bajo costo basado en una red de sensores inerciales (IMUs) y comunicación inalámbrica ESP-NOW, que integre un proceso de caracterización experimental y calibración estadística para el análisis biomecánico de la marcha humana y la identificación de patrones patológicos.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar una arquitectura electrónica que permita la adquisición sincronizada de hasta tres sensores IMU en un bus I²C compartido por módulo, utilizando un multiplexor (TCA9548A) para resolver conflictos de direccionamiento.
- Implementar un protocolo de comunicación inalámbrica eficiente entre dos microcontroladores ESP32 mediante el protocolo ESP-NOW, garantizando la transmisión en tiempo real de los 9 grados de libertad (Roll, Pitch, Yaw) de cada sensor.
- Desarrollar un sistema de caracterización experimental que sirva como referencia física para evaluar la exactitud, precisión y repetibilidad de los sensores IMU bajo ángulos de rotación conocidos.
- Establecer un modelo matemático de calibración mediante regresión lineal para los sensores IMU, corrigiendo el error sistemático identificado para mejorar la exactitud de las mediciones angulares.
- Programar un sistema de análisis biomecánico que calcule índices clínicos clave (Índice de Simetría, Rango de Movimiento, Índice de Estabilidad y Puntuación Global de Riesgo) a partir de los datos crudos de los IMU.
- Validar la capacidad de detección de eventos de marcha (Contacto Inicial y Despegue) del sistema, midiendo su sensibilidad y especificidad frente a señales de aceleración vertical, para garantizar una latencia de respuesta útil.
- Implementar un clasificador basado en reaglas para la identificación automática de al

menos 9 patrones de marcha patológica, utilizando los umbrales biomecánicos derivados de los sensores calibrados.

CONTRIBUCIÓN AL CONOCIMIENTO

Se desarrollaron cuatro contribuciones tecnológicas principales en esta tesis.

Primero, una arquitectura de adquisición multicanal basada en multiplexor TCA9548A que permite conectar hasta 3 sensores IMU (ampliable a 8) con la misma dirección I²C a un solo ESP32, resolviendo conflictos de direccionamiento sin hardware adicional complejo. Esto reduce costo y complejidad en sistemas de análisis de marcha, robótica y monitoreo postural.

Segundo, un sistema de transmisión inalámbrica de baja latencia mediante protocolo ESP-NOW, que logra enviar 9 variables angulares (Roll, Pitch, Yaw de 3 IMU) entre dos ESP32 con latencia menor a 200 ms, sin necesidad de router Wi-Fi. Esta solución de bajo consumo y costo supera limitaciones de Bluetooth (alcance) y Wi-Fi (infraestructura).

Tercero, un sistema de calibración portátil autónomo que integra un IMU, un ESP32 y una batería de litio dentro de una esfera graduada, permitiendo validar sensores en campo sin cables ni equipos de laboratorio. Incluye un procedimiento sistemático de medición cada 10° con análisis estadístico automatizado.

Cuarto, un sistema embebido en ESP32 que calcula en tiempo real índices clínicos (simetría, rango de movimiento, estabilidad y puntuación de riesgo) y clasifica automáticamente 9 patrones de marcha mediante reglas IF-THEN.

En conjunto, estas contribuciones demuestran la viabilidad de implementar sistemas de diagnóstico de marcha portátiles, de bajo costo y en tiempo real, sin procesamiento externo, facilitando su uso en entornos clínicos rurales, domiciliarios o de escasos recursos.

CAPÍTULO 1: MARCO TEORICO

1.1 Fundamentos de la Marcha Humana

1.1.1 Definición y ciclo de la marcha

La marcha humana se define como el conjunto de desplazamientos rítmicos y alternantes del tronco y las extremidades que permiten el desplazamiento de un individuo sobre una superficie, manteniendo la estabilidad postural y el equilibrio. Desde una perspectiva biomecánica, la marcha es un proceso cíclico que se repite de manera periódica, permitiendo analizar parámetros espacio-temporales, cinemáticos y cinéticos.

El ciclo de la marcha se divide en dos fases principales: la fase de apoyo (aproximadamente el 60 % del ciclo) durante la cual el pie permanece en contacto con el suelo, y la fase de balanceo (aproximadamente el 40 % del ciclo) durante la cual el pie se eleva y avanza hacia adelante. Estas fases se subdividen en eventos específicos: contacto inicial, respuesta a la carga, apoyo medio, apoyo terminal, preoscilación, oscilación inicial, oscilación media y oscilación terminal Perry y Burnfield, 2010.

1.1.2 Parámetros biomecánicos de la marcha

El análisis cuantitativo de la marcha requiere la medición de parámetros clave. Entre los más relevantes se encuentran los ángulos articulares (expresados en convención Euler: Roll, Pitch, Yaw), las velocidades y aceleraciones angulares, los rangos de movimiento (ROM), la simetría entre extremidades, la cadencia (número de pasos por minuto), la velocidad de desplazamiento y la longitud del paso.

Estos parámetros presentan valores de referencia bien establecidos para la marcha fisiológica. Por ejemplo, el rango de movimiento fisiológico de la cadera es de $45^\circ \pm 5^\circ$, el de la rodilla de $65^\circ \pm 5^\circ$ y el del tobillo de $25^\circ \pm 5^\circ$ Perry y Burnfield, 2010. Cualquier desviación significativa respecto a estos valores puede indicar la presencia de una patología subyacente.

1.1.3 Trastornos de la marcha y su relevancia clínica

Los trastornos de la marcha son altamente prevalentes en la población adulta mayor. Mientras que a los 60 años aproximadamente el 85 % de las personas presentan una marcha normal, este porcentaje disminuye drásticamente al 18 % en mayores de 85 años. Estas alteraciones tienen consecuencias potencialmente graves, siendo las caídas uno de los problemas más preocupantes, con impacto significativo en la morbilidad, mortalidad y calidad de vida.

Entre los trastornos más comunes se encuentran la marcha antálgica (secundaria a dolor), la marcha de Trendelenburg (por debilidad del glúteo medio), lamarcha cerebelosa o atáxica (por pérdida de coordinación), la marcha parkinsoniana (caracterizada por rigidez y bradicinesia), la marcha espástica (post-accidente cerebrovascular), la marcha en tijera (por espasticidad severa de aductores), la marcha en estepaje o pie caído (por debilidad de dorsiflexores) y la marcha de péndulo (por debilidad proximal severa). La identificación temprana y precisa de estos patrones es fundamental para establecer estrategias terapéuticas adecuadas y prevenir complicaciones.

1.2 Tecnologías para el Análisis de la Marcha

1.2.1 Sistemas tradicionales vs. tecnologías portátiles

Tradicionalmente, el análisis de la marcha se ha realizado en laboratorios especializados utilizando sistemas de captura de movimiento ópticos (basados en cámaras infrarrojas y marcadores reflectivos), plataformas de fuerza y sistemas electromiográficos. Aunque estos métodos son considerados el .estándar de oro"por su alta precisión, presentan limitaciones significativas: son costosos, requieren instalaciones fijas, personal especializado y no permiten el monitoreo en entornos cotidianos.

En contraste, las tecnologías portátiles basadas en Unidades de Medición Inercial (IMU) han revolucionado el campo al ofrecer una alternativa rentable, portátil y capaz de recopilar datos en diversos entornos más allá del laboratorio Monoli et al., 2024a; Petraglia et al., 2019.

1.2.2 Sensores inerciales (IMU): fundamentos y tipos

Las Unidades de Medición Inercial (IMU) son dispositivos electrónicos que integran típicamente tres tipos de sensores: acelerómetros (miden aceleración lineal en tres ejes), giroscopios (miden velocidad angular alrededor de tres ejes) y magnetómetros (miden orientación respecto al campo magnético terrestre). La combinación de estos sensores permite estimar la orientación tridimensional de un segmento corporal mediante ángulos de Euler (Yaw, Pitch, Roll) o cuaterniones.

Los acelerómetros miden la aceleración lineal a lo largo de uno o más ejes, permitiendo cuantificar parámetros espacio-temporales como el tiempo de paso, la longitud de zancada y la velocidad de marcha. Los giroscopios proporcionan información sobre las velocidades angulares, fundamentales para el cálculo de ángulos articulares. Los magnetómetros ayudan a corregir la deriva angular en el eje vertical (yaw) pero son susceptibles a interferencias electromagnéticas.

1.2.3 Ventajas y limitaciones de los IMU en el análisis de marcha

Las principales ventajas de los sensores IMU incluyen su portabilidad, bajo costo, bajo consumo energético y la capacidad de operar en entornos no controlados Kobsar, Charlton, Tse et al., 2020; Monoli et al., 2024a. Sin embargo, presentan limitaciones importantes que deben ser abordadas: error sistemático(desviación constante respecto al valor real), deriva angular (acumulación de error en el tiempo, especialmente en el eje yaw), ruido electrónico (fluctuaciones de alta frecuencia) y sensibilidad a la temperatura.

Estas limitaciones hacen necesaria una caracterización metrológica rigurosa de cada sensor antes de su uso en aplicaciones clínicas, así como la implementación de estrategias de calibración y filtrado digital para mejorar la calidad de las señales.

1.2.4 Protocolos de comunicación inalámbrica en sistemas embebidos

En sistemas portátiles de análisis de marcha, la transmisión de datos entre los sensores y la unidad de procesamiento es un aspecto crítico. Los protocolos más utilizados incluyen:

- **Bluetooth Low Energy (BLE):** Bajo consumo energético pero alcance limitado (típicamente $<$ 10 m).
- **Wi-Fi:** Alto ancho de banda pero requiere infraestructura de red (router) y mayor consumo energético.
- **ESP-NOW:** Protocolo de comunicación directa desarrollado por Espressif para dispositivos ESP32, que permite la transmisión de paquetes sin necesidad de router, con baja latencia y bajo consumo energético, siendo especialmente adecuado para aplicaciones de monitoreo en tiempo real.

1.3 Procesamiento de Señales en Sensores Inerciales

1.3.1 Adquisición y acondicionamiento de señales

La adquisición de datos desde sensores IMU implica la lectura periódica (típicamente a frecuencias de 50 a 200 Hz) de las variables angulares y lineales. Un desafío técnico importante ocurre cuando se requiere conectar múltiples IMU con la misma dirección I²C a un mismo microcontrolador, ya que el protocolo I²C no permite direcciones duplicadas en el mismo bus. La solución comúnmente adoptada es el uso de un multiplexor I²C (como el TCA9548A), que permite seleccionar canales de manera secuencial, habilitando un solo sensor a la vez y resolviendo el conflicto de direccionamiento.

1.3.2 Técnicas de filtrado digital

Las señales provenientes de sensores IMU contienen componentes de ruido de alta frecuencia que deben ser atenuadas para obtener mediciones confiables. El filtro Butterworth es una de las técnicas más utilizadas debido a su respuesta máximamente plana en la banda de paso, lo que preserva la integridad de la señal útil. Un filtro de segundo orden con frecuencia de corte de 10 Hz es suficiente para eliminar el ruido de alta frecuencia sin atenuar significativamente las componentes biomecánicas relevantes de la marcha.

1.3.3 Calibración y corrección de errores

La calibración de sensores IMU es un paso fundamental para garantizar la exactitud de las mediciones. Un enfoque práctico y accesible consiste en utilizar un banco de pruebas físico (como una esfera graduada) que permita colocar el sensor en posiciones angulares conocidas y comparar las lecturas del sensor con el valor de referencia. Mediante regresión lineal, es posible establecer una relación de calibración de la forma:

$$\hat{x} = a + b \cdot x_{\text{referencia}} \tag{1.1}$$

Donde b es la pendiente (factor de escala) y a es el intercepto (offset). Esta calibración permite corregir el error sistemático y mejorar significativamente la exactitud de las mediciones (error absoluto medio reducido de $\pm 10.5^\circ$ a $\pm 3 - 4^\circ$).

1.4 Biomecánica Clínica y Clasificación de Patrones de Marcha

1.4.1 Índices biomecánicos para evaluación clínica

Para traducir los datos cinemáticos crudos en información clínicamente relevante, se han desarrollado índices estandarizados:

- **Índice de Simetría (SI):** Cuantifica la similitud entre los patrones de las extremidades izquierda y derecha. Un SI $> 90\,\%$ indica marcha simétrica (normal), mientras que valores $< 65\,\%$ sugieren asimetría moderada a severa.

$$SI = \left[1 - \frac{|X_{izq} - X_{der}|}{X_{izq} + X_{der}}\right] \times 100\,\% \tag{1.2}$$

- **Rango de Movimiento (ROM):** Diferencia entre el ángulo máximo y mínimo durante un ciclo de marcha. Valores por debajo de los rangos fisiológicos indican restricción articular o rigidez.

$$ROM = \theta_{\max} - \theta_{\min} \tag{1.3}$$

- **Índice de Estabilidad (EST):** Evalúa el control postural en el plano frontal a partir de la inclinación pélvica y la variabilidad de la base de sustentación.
- **Puntuación Global de Riesgo (Risk Score):** Indicador ponderado que integra simetría, estabilidad, variabilidad temporal y ROM en un rango de 0 a 100, donde valores elevados indican mayor riesgo de caída o patología subyacente.

$$R = 0.30 \cdot S_{sim} + 0.25 \cdot S_{est} + 0.25 \cdot S_{var} + 0.20 \cdot S_{rom} \tag{1.4}$$

1.4.2 Sistemas basados en reglas (Rule-based systems) para clasificación diagnóstica

Los sistemas basados en reglas del tipo IF-THEN constituyen una aproximación computacional que emula el razonamiento clínico. Cada regla combina múltiples umbrales biomédicos para generar un diagnóstico presuntivo. Por ejemplo:

```
IF simetría entre 60-80% AND ROM asimétrico > 10°
   AND variabilidad 10-25%
THEN marcha antálgica
```

Este enfoque tiene la ventaja de ser interpretable (las reglas pueden ser validadas por clínicos), computacionalmente ligero (puede ejecutarse en tiempo real en microcontroladores) y adaptable (los umbrales pueden ajustarse según la población objetivo).

1.4.3 Validación de sistemas de análisis de marcha

La validación de un sistema de análisis de marcha debe incluir métricas como la precisión angular (comparación con valor de referencia), latencia computacional (tiempo entre la captura y la salida del diagnóstico), sensibilidad y especificidad en la detección de eventos de marcha (contacto inicial y despegue), y confiabilidad test-retest (repetibilidad de las mediciones). Valores de sensibilidad $> 90\,\%$ y latencia < 200 ms son considerados aceptables para aplicaciones clínicas de tiempo real.

Diversos estudios han explorado el uso de sensores inerciales para el análisis de la marcha. Hendriks *et al.* Hendriks et al., 2022a demostraron la capacidad de las IMU para evaluar parámetros de marcha en pacientes hospitalizados con accidente cerebrovascular. Meng *et al.* Meng et al., 2023a utilizaron métricas cuantitativas de la marcha durante tareas de giro para mejorar la detección temprana de la enfermedad de Parkinson. Monoli *et al.* Monoli et al., 2024a extendieron el análisis al entorno subacuático utilizando sensores inerciales y de presión impermeables.

Sin embargo, se identifican vacíos significativos en la literatura que esta tesis busca abordar:

1. **Falta de sistemas de calibración accesibles:** La mayoría de los estudios utilizan IMU sin un proceso de caracterización metrológica rigurosa, asumiendo que los sensores proporcionan mediciones exactas sin calibración.
2. **Arquitectura multicanal limitada:** Pocos trabajos abordan de manera sistemática el problema de conectar múltiples IMU con la misma dirección I²C a un solo microcontrolador.
3. **Clasificación automatizada de múltiples patrones:** La mayoría de los sistemas se enfocan en una o dos patologías específicas, sin integrar un clasificador capaz de diferenciar entre al menos 9 patrones de marcha.
4. **Procesamiento externo dependiente:** Muchos sistemas requieren enviar los datos a una PC o a la nube para su procesamiento, limitando su portabilidad y aumentando la latencia.

Esta tesis contribuye a llenar estos vacíos mediante el desarrollo de un sistema integrado que aborda desde la caracterización del sensor hasta la clasificación clínica automatizada, todo en una plataforma embebida de bajo costo.

CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE

El análisis de la marcha, antes confinado a laboratorios especializados, está experimentando una transformación revolucionaria con la convergencia de la biomecánica, la tecnología de sensores inerciales y la ciencia de la rehabilitación. Esta integración promete remodelar nuestra comprensión y tratamiento de los trastornos de la marcha, ofreciendo nueva esperanza para millones de personas afectadas por discapacidades de movilidad en todo el mundo.

Esta integración es particularmente prometedora en el campo del análisis de la marcha subacuática, donde los métodos tradicionales han sido limitados. Investigaciones recientes han demostrado el potencial de los sensores inerciales y de presión portátiles e impermeables para evaluar la marcha en entornos acuáticos, ofreciendo nuevas perspectivas sobre las presiones hidrodinámicas ejercidas en las extremidades inferiores durante la locomoción subacuática (Monoli et al., 2024). Además, los avances en los modelos de aprendizaje automático han mostrado potencial para mitigar los errores de deriva asociados con las Unidades de Medición Inercial (IMU), particularmente en poblaciones pediátricas, donde los patrones de marcha son más variables y evolucionan con la edad Mohamed Refai et al., 2023.

These advancements in underwater gait analysis and pediatric applications highlight the versatility and potential of inertial sensor technology across diverse populations and environments. Furthermore, recent studies have explored the use of wearable sensors for assessing gait in curved trajectories, which more closely mimic real-world walking conditions and pose unique challenges for individuals with gait disorders. This multifaceted approach to gait analysis, incorporating various walking conditions and populations, promises to provide a more comprehensive understanding of human locomotion and its disorders.

La importancia del análisis de la marcha en la atención médica The importance of gait analysis extends beyond clinical settings, offering valuable insights into various health conditions and their progression. Recent advancements in wearable technology have expanded the scope of gait assessment to underwater environments, providing new perspectives on hydrodynamic pressures during aquatic locomotion Monoli et al., 2024b. This innovation opens up possibilities for more comprehensive rehabilitation strategies and a deeper understanding of gait

mechanics in diverse settings.

La forma en que caminamos revela detalles intrincados sobre nuestra salud, sin embargo, los métodos tradicionales de análisis de la marcha a menudo no logran capturar toda la complejidad del movimiento humano. Revolucionando este campo, la integración de la biomecánica, los sensores inerciales y las técnicas de rehabilitación promete transformar nuestra comprensión y tratamiento de los trastornos de la marcha, ofreciendo nueva esperanza para millones de personas afectadas por discapacidades de movilidad.

El análisis de la marcha juega un papel crucial en la atención médica al proporcionar valiosas perspectivas sobre los patrones de caminar de un individuo, permitiendo la detección temprana de trastornos neurológicos y guiando las estrategias de rehabilitación para pacientes con discapacidades de movilidad Monoli et al., 2024b. Los recientes avances en tecnología portátil, como las unidades de medición inercial (IMU) y los sensores de presión, han revolucionado el campo al ofrecer alternativas rentables y portátiles a los métodos tradicionales de evaluación de la marcha basados en laboratorio Mohamed Refai et al., 2023.

Estos avances tecnológicos no solo han mejorado la precisión y eficiencia del análisis de la marcha, sino que también han ampliado su aplicabilidad en varios entornos clínicos. Por ejemplo, las unidades de medición inercial se han empleado con éxito para evaluar los parámetros de la marcha en entornos subacuáticos, ofreciendo nuevas perspectivas sobre técnicas de rehabilitación para la terapia acuática Monoli et al., 2024b. Además, los modelos de aprendizaje automático han mostrado promesa en la predicción de series temporales de la marcha en poblaciones pediátricas utilizando datos de tan solo dos IMU, potencialmente simplificando el proceso de evaluación para niños con trastornos de la marcha Mohamed Refai et al., 2023.

Además, la integración del análisis biomecánico con sensores inerciales ha permitido a los investigadores cuantificar los parámetros de la marcha en diversos entornos, incluidos los subacuáticos. Un estudio reciente demostró el potencial de utilizar mediciones de presión hidrodinámica en las extremidades inferiores como un parámetro novedoso y más confiable para el análisis de movimiento subacuático, ofreciendo una variabilidad intra-sujeto reducida en comparación con los parámetros de marcha convencionales. Este enfoque innovador

abre nuevas posibilidades para evaluar y rehabilitar trastornos de la marcha en entornos acuáticos, proporcionando a los clínicos valiosas herramientas para estrategias de intervención personalizadas.

2.0.1 Descripción General de los Trastornos de la Marcha y su Impacto

Los trastornos de la marcha abarcan una amplia gama de condiciones que afectan la capacidad de un individuo para caminar normalmente, incluyendo trastornos neurológicos como la enfermedad de Parkinson, accidentes cerebrovasculares y esclerosis múltiple, así como condiciones musculoesqueléticas como la osteoartritis y las fracturas de cadera Belluscio et al., 2020. Estos trastornos pueden afectar significativamente la calidad de vida, la independencia y la salud general de una persona, lo que hace que el diagnóstico preciso y las estrategias de rehabilitación efectivas sean cruciales para mejorar los resultados de los pacientes Qiu et al., 2018.

2.0.2 Biomecánica de la Marcha Humana

La biomecánica de la marcha humana implica interacciones complejas entre varios sistemas musculoesqueléticos y neurológicos, resultando en un patrón cíclico de movimiento que es tanto eficiente como adaptable. Los avances recientes en tecnología portátil han permitido a los investigadores analizar patrones de marcha en diversos entornos, incluyendo escenarios subacuáticos, proporcionando nuevos conocimientos sobre la mecánica de la locomoción humana Monoli et al., 2024b. Estas innovaciones han expandido nuestra comprensión de la biomecánica de la marcha más allá de los entornos tradicionales de laboratorio, ofreciendo aplicaciones potenciales en rehabilitación y evaluación clínica.

La complejidad de la biomecánica de la marcha humana se destaca aún más por los recientes avances en la tecnología de sensores portátiles, que han permitido un análisis más preciso y completo de los parámetros de la marcha. Por ejemplo, la integración de unidades de medición inercial (IMU) y sensores de movimiento ha permitido a los investigadores cuantificar cambios sutiles en los patrones de marcha, proporcionando valiosas perspectivas sobre la progresión de trastornos neurológicos y la efectividad de las intervenciones de rehabilitación (Raghav et al.,

2022). Estos avances en la tecnología de sensores portátiles no solo han mejorado la precisión del análisis de la marcha, sino que también han expandido su aplicabilidad en entornos clínicos. Por ejemplo, un estudio reciente demostró la efectividad del uso de sensores portátiles para evaluar objetivamente los parámetros de la marcha en pacientes post-operatorios de cirugía de rodilla, proporcionando valiosas perspectivas para el monitoreo temprano y las intervenciones de rehabilitación (Raghav et al., 2022).

2.0.3 Ciclo de Marcha Normal

El ciclo normal de la marcha consta de dos fases principales: apoyo y balanceo, y cada fase se subdivide en eventos y subfases específicas. Estudios recientes han utilizado sensores inerciales portátiles para analizar estas fases en diversos entornos, incluyendo escenarios subacuáticos, proporcionando nuevas perspectivas sobre la mecánica de la marcha bajo diferentes condiciones. Este avance tecnológico ha permitido a los investigadores cuantificar diferencias sutiles en los parámetros de la marcha entre la locomoción en tierra y en agua, ofreciendo datos valiosos para protocolos de rehabilitación y evaluaciones clínicas. Cinética y Cinemática de la Marcha

2.0.4 Factores que afectan los patrones de la marcha

Estudios recientes también han explorado el impacto de los factores ambientales en los patrones de la marcha, como caminar en diferentes superficies o en diversas condiciones climáticas. Por ejemplo, investigaciones utilizando sensores inerciales y de presión portátiles han demostrado diferencias significativas en los parámetros temporales de la marcha y los ángulos de la articulación de la rodilla entre entornos terrestres y subacuáticos, mostrando que la marcha subacuática exhibe una mayor variabilidad y parámetros temporales más largos.

2.0.5 Trastornos Comunes de la Marcha

Los trastornos comunes de la marcha abarcan una amplia gama de condiciones que afectan la capacidad de un individuo para caminar normalmente, incluyendo trastornos neurológicos como la enfermedad de Parkinson, accidentes cerebrovasculares y esclerosis múltiple, así como

condiciones musculoesqueléticas como la osteoartritis y las fracturas de cadera (Belluscio et al., 2020). Los avances recientes en tecnología portátil han permitido a los investigadores analizar patrones de marcha en varios entornos, incluyendo escenarios desafiantes como caminos curvos, proporcionando información valiosa sobre la progresión de trastornos neurológicos y la efectividad de las intervenciones de rehabilitación Belluscio et al., 2020.

2.0.6 Trastornos Neurológicos

Los trastornos neurológicos como la enfermedad de Parkinson, el accidente cerebrovascular y la esclerosis múltiple pueden alterar significativamente los patrones de la marcha, lo que conduce a una movilidad reducida y un mayor riesgo de caídas. Estudios recientes que utilizan unidades de medición inercial (IMU) han demostrado la capacidad de evaluar válidamente parámetros de la marcha como el número de pasos, tiempo de caminata, velocidad de marcha y longitud de zancada en pacientes hospitalizados en rehabilitación con accidente cerebrovascular o lesión medular incompleta, proporcionando información valiosa sobre la recuperación funcional Hendriks et al., 2022b.

2.0.7 Enfermedad de Parkinson

Estudios recientes que utilizan unidades de medición inercial (IMU) han demostrado la capacidad de detectar anomalías sutiles en la marcha en pacientes con enfermedad de Parkinson en etapa temprana, particularmente durante tareas de giro Meng et al., 2023b. Estos hallazgos sugieren que las métricas cuantitativas de la marcha durante movimientos complejos pueden mejorar la detección temprana y el monitoreo de la progresión de la enfermedad de Parkinson. Estudios recientes han demostrado el potencial del uso de unidades de medición inercial (IMU) para detectar anomalías sutiles en la marcha en pacientes con enfermedad de Parkinson en etapa temprana, particularmente durante tareas de giro (Meng et al., 2023). Estos hallazgos sugieren que las métricas cuantitativas de la marcha durante movimientos complejos pueden mejorar la detección temprana y el monitoreo de la progresión de la enfermedad de Parkinson, potencialmente conduciendo a intervenciones más oportunas y mejores resultados para los pacientes.

2.0.8 Accidente Cerebrovascular

Estudios recientes han demostrado la eficacia del uso de unidades de medición inercial (IMU) para evaluar los parámetros de la marcha en pacientes hospitalizados en rehabilitación por accidente cerebrovascular, proporcionando información valiosa sobre la recuperación funcional. Estos sensores portátiles ofrecen una solución portátil y rentable para cuantificar métricas espaciotemporales de la marcha como el conteo de pasos, tiempo de caminata, velocidad de marcha y longitud de zancada, permitiendo un monitoreo más preciso del progreso del paciente en entornos clínicos.

2.0.9 Esclerosis Múltiple

Estudios recientes han demostrado el potencial del uso de unidades de medición inercial (IMUs) para evaluar los parámetros de la marcha en pacientes con esclerosis múltiple (EM), proporcionando información valiosa sobre la progresión de la enfermedad y la eficacia de la rehabilitación Huang et al., 2022. Estos dispositivos portátiles pueden detectar cambios sutiles en la calidad de la marcha, incluyendo regularidad, simetría e inestabilidad, que pueden no ser evidentes durante las evaluaciones neurológicas estándar Bowman et al., 2021.

2.0.10 Trastornos Musculoesqueléticos

Los trastornos musculoesqueléticos, como la osteoartritis y las fracturas de cadera, pueden alterar significativamente los patrones de la marcha y conducir a una movilidad reducida. Los avances recientes en tecnología portátil han permitido a los investigadores analizar los parámetros de la marcha en pacientes con afecciones musculoesqueléticas utilizando sensores inerciales y de flexión de bajo consumo, proporcionando retroalimentación precisa en tiempo real sobre la longitud del paso y otras métricas críticas An et al., 2021. Estas innovaciones ofrecen oportunidades prometedoras para el monitoreo y evaluación continua de los trastornos de la marcha tanto en entornos clínicos como domésticos, potencialmente mejorando los resultados de la rehabilitación y la calidad de vida de las personas afectadas.

2.0.11 Osteoartritis

Estudios recientes han demostrado la eficacia de los sensores inerciales portátiles en la evaluación de los parámetros de la marcha en pacientes con osteoartritis, proporcionando información valiosa sobre la progresión de la enfermedad y los resultados del tratamiento Kobsar, Charlton, Tse et al., 2020. Estos sensores pueden detectar cambios sutiles en los parámetros espaciotemporales, ángulos articulares y magnitudes de aceleración, ofreciendo un análisis integral de los patrones de marcha tanto en entornos clínicos como en la vida cotidiana Kobsar, Charlton, Tse et al., 2020.

2.0.12 Reemplazos de Cadera y Rodilla

Estudios recientes han demostrado la eficacia de los sensores inerciales portátiles en la evaluación de los parámetros de la marcha en pacientes sometidos a reemplazos de cadera y rodilla, proporcionando información valiosa sobre las trayectorias de recuperación y los resultados de la rehabilitación. Estos sensores pueden detectar cambios sutiles en los parámetros espaciotemporales y la cinemática articular, ofreciendo un análisis integral de los patrones de marcha tanto en entornos clínicos como domésticos, lo cual es particularmente valioso para monitorear el progreso postoperatorio y optimizar los protocolos de rehabilitación An et al., 2021.

2.0.13 Otras anomalías de la marcha

Estudios recientes también han explorado el uso de sensores portátiles para evaluar los patrones de marcha en individuos con trastornos vestibulares, revelando alteraciones distintivas en los parámetros espaciotemporales y la estabilidad postural Belluscio et al., 2020. Estos hallazgos subrayan el potencial de las unidades de medición inercial (IMUs) para proporcionar un análisis integral de la marcha en un amplio espectro de condiciones neurológicas y musculoesqueléticas, ofreciendo información valiosa tanto para la evaluación clínica como para las estrategias de rehabilitación.

2.0.14 Neuropatía Diabética

Estudios recientes han demostrado el potencial del uso de sensores inerciales portátiles para evaluar los parámetros de la marcha en pacientes con neuropatía diabética, proporcionando información valiosa sobre la progresión de la enfermedad y el riesgo de caídas. Estos sensores pueden detectar cambios sutiles en los parámetros espaciotemporales y la cinemática articular, ofreciendo un análisis integral de los patrones de marcha tanto en entornos clínicos como domésticos, lo cual es particularmente valioso para la detección temprana y el monitoreo de las alteraciones de la marcha relacionadas con la neuropatía diabética Petraglia et al., 2019.

2.0.15 Trastornos Vestibulares

Estudios recientes han explorado el uso de sensores inerciales portátiles para evaluar los parámetros de la marcha en pacientes con trastornos vestibulares, revelando alteraciones distintivas en los parámetros espaciotemporales y la estabilidad postural durante tareas de marcha tanto lineales como curvilíneas. Estos hallazgos subrayan el potencial de integrar la rehabilitación vestibular en los programas convencionales de neurorrehabilitación, ya que se ha demostrado que mejora la suavidad de la marcha y las actividades de la vida diaria en pacientes con lesión cerebral traumática grave Tramontano et al., 2022. Además, estudios recientes han explorado el uso de sensores inerciales portátiles para evaluar los parámetros de la marcha en pacientes con trastornos vestibulares durante tareas de caminar tanto lineales como curvilíneas, revelando alteraciones distintivas en los parámetros espaciotemporales y la estabilidad postural Tramontano et al., 2022. Estos hallazgos subrayan el potencial de integrar la rehabilitación vestibular en los programas convencionales de neurorrehabilitación para pacientes con lesión cerebral traumática grave, ya que se ha demostrado que mejora la suavidad de la marcha y las actividades de la vida diaria Tramontano et al., 2022.

2.0.16 Sensores inerciales en el análisis de la marcha

Los sensores inerciales, particularmente las Unidades de Medición Inercial (IMUs), han surgido como herramientas poderosas para el análisis de la marcha, ofreciendo portabilidad y rentabilidad en comparación con los sistemas tradicionales de laboratorio. Estos sensores

pueden medir con precisión parámetros espaciotemporales, ángulos articulares y patrones de aceleración, proporcionando información completa sobre la mecánica de la marcha en diversas poblaciones y entornos Monoli et al., 2024b. Los avances recientes en algoritmos de aprendizaje automático han mejorado aún más las capacidades del análisis de la marcha basado en IMU, permitiendo predicciones precisas de series temporales de la marcha en poblaciones pediátricas usando tan solo dos sensores colocados en los pies Mohamed Refai et al., 2023.

2.0.17 Tipos de Sensores Inerciales

Los sensores inerciales comúnmente utilizados en el análisis de la marcha incluyen acelerómetros, giroscopios y magnetómetros, a menudo combinados en Unidades de Medición Inercial (IMUs). Estos sensores pueden colocarse estratégicamente en varios segmentos corporales, como los pies, las espinillas, los muslos y el tronco, para capturar datos completos sobre las orientaciones y aceleraciones de los segmentos durante la marcha Fischer et al., 2022 Los avances recientes han expandido la aplicación de sensores inerciales a entornos más complejos, como los submarinos, donde los métodos tradicionales de análisis de la marcha son difíciles de implementar. Por ejemplo, un estudio de Monoli et al. Monoli et al., 2024b utilizó sensores inerciales y de presión impermeables para evaluar la presión hidrodinámica lateral en las extremidades inferiores durante la marcha subacuática, proporcionando nuevos conocimientos sobre la mecánica de la marcha en entornos acuáticos. Este enfoque innovador no solo mejora nuestra comprensión de las adaptaciones de la marcha en diferentes medios, sino que también abre nuevas vías para estrategias de rehabilitación en entornos de hidroterapia.

2.0.18 Acelerómetros

Los acelerómetros miden la aceleración lineal a lo largo de uno o más ejes, proporcionando datos valiosos sobre los movimientos de los segmentos corporales durante la marcha. Estos sensores pueden detectar cambios sutiles en los patrones de aceleración, permitiendo la cuantificación de parámetros espaciotemporales como el tiempo de paso, la longitud de zancada y la velocidad de marcha An et al., 2021. Los avances recientes han llevado al desarrollo de acelerómetros portátiles de bajo consumo que pueden estimar la longitud del paso con

alta precisión, ofreciendo potencial para el monitoreo diario continuo de los parámetros de la marcha tanto en entornos clínicos como domésticos An et al., 2021.

2.0.19 Ventajas de los Sensores Inerciales en el Análisis de la Marcha

Los sensores inerciales ofrecen varias ventajas para el análisis de la marcha, incluyendo portabilidad, rentabilidad y la capacidad de recopilar datos en diversos entornos más allá de los entornos tradicionales de laboratorio Monoli et al., 2024b. Estos sensores permiten el monitoreo continuo de los parámetros de la marcha durante las actividades diarias, proporcionando una evaluación más completa y ecológicamente válida de los patrones de caminar de un individuo. Además, estudios recientes han explorado la integración de algoritmos de aprendizaje automático con el análisis de la marcha basado en IMU, demostrando el potencial para predecir series temporales de la marcha en poblaciones pediátricas utilizando tan solo dos sensores colocados en los pies. Este avance no solo mejora la precisión de la evaluación de la marcha en niños, sino que también simplifica los procedimientos de recolección de datos, haciéndolo más factible para la aplicación clínica generalizada.

2.0.20 Técnicas de recopilación y procesamiento de datos

Los avances recientes en las técnicas de recopilación de datos para sensores inerciales se han centrado en optimizar la colocación de los sensores y desarrollar algoritmos para mitigar los errores de deriva. Por ejemplo, un estudio de Mohammadi Moghadam et al. demostró que usando solo dos unidades de medición inercial (IMUs) colocadas en los pies se podían predecir con precisión las series temporales de la marcha en poblaciones pediátricas, simplificando los p(Mohammadi Moghadam et al., 2024). Este enfoque no solo reduce la complejidad de la recopilación de datos, sino que también mejora la viabilidad de la aplicación clínica generalizada, particularmente en entornos de rehabilitación pediátrica.

2.0.21 Direcciones Futuras y Desafíos

Estudios recientes también han explorado la integración de la realidad virtual (RV) con sensores portátiles para la rehabilitación de la marcha, demostrando mejoras en la función motora y

el rendimiento cognitivo en pacientes con trastornos neurológicos (Das et al., 2022). Estas intervenciones basadas en RV traducen los ejercicios terapéuticos estándar en juegos interactivos, proporcionando retroalimentación biológica en tiempo real y mejorando la participación del paciente en las sesiones de terapia (Das et al., 2022).

2.0.22 Avances en Tecnología de Sensores

Los avances recientes en la tecnología de sensores han llevado al desarrollo de sensores inerciales y de presión portátiles impermeables, permitiendo la evaluación de la presión hidrodinámica lateral en las extremidades inferiores durante la marcha subacuática Monoli et al., 2024b. Esta innovación proporciona un nuevo parámetro para el análisis del movimiento subacuático, ofreciendo una variabilidad intra-sujeto reducida en comparación con los parámetros convencionales de la marcha utilizados en estudios terrestres Monoli et al., 2024b.

2.0.23 Aprendizaje Automático e IA en el Análisis de la Marcha

Además, los avances recientes en algoritmos de aprendizaje automático han mostrado promesas en la mitigación de errores de deriva asociados con el análisis de la marcha basado en IMU, particularmente en poblaciones pediátricas donde los patrones de marcha son más variables (Mohammadi Moghadam et al., 2024). Un estudio de Mohammadi Moghadam et al. (2024) demostró que usando solo dos IMUs colocados en los pies se podían predecir con precisión las series temporales de la marcha en niños con desarrollo típico, simplificando los procedimientos de recolección de datos mientras se mantiene una alta precisión (Mohammadi Moghadam et al., 2024).

2.0.24 Consideraciones Éticas y Privacidad del Paciente

Estudios recientes también han explorado las implicaciones éticas del monitoreo continuo de la marcha utilizando sensores portátiles, particularmente en lo que respecta a la privacidad del paciente y la seguridad de los datos Petraglia et al., 2019. Estas preocupaciones requieren el desarrollo de protocolos robustos de protección de datos y procesos transparentes de consentimiento informado para garantizar la implementación responsable de las tecnologías

de análisis de la marcha en la práctica clínica.

CAPÍTULO 3: METODOLOGÍA

La investigación se desarrolló bajo un enfoque **cuantitativo y experimental**, estructurada en cuatro fases secuenciales: (1) diseño e implementación del hardware de adquisición multicanal, (2) desarrollo del sistema de caracterización y calibración de sensores, (3) implementación del sistema de análisis biomecánico y clasificación de patrones de marcha, y (4) validación experimental del sistema completo.

3.1 Fase I: Diseño del sistema de adquisición multicanal

3.1.1 Selección de componentes

Se seleccionaron los siguientes componentes electrónicos: unidades de medición inercial (IMU) MinIMU-9 v5 de 9 grados de libertad, dos microcontroladores ESP32 (uno configurado como emisor y otro como receptor), un multiplexor I²C modelo TCA9548A, y una batería de litio recargable de 3.7 V para alimentación autónoma.

3.1.2 Arquitectura de adquisición

Cada uno de los sensores IMU se conectó a un canal independiente del multiplexor TCA9548A: el canal 0 para el IMU 1, el canal 1 para el IMU 2 y el canal 2 para el IMU 3. El multiplexor se enlazó al ESP32 emisor a través del bus I²C estándar (pines SDA y SCL). Esta configuración permite leer secuencialmente los tres sensores resolviendo el conflicto de direccionamiento I²C.

Para cada sensor, el programa almacena los tres ángulos de Euler (Roll, Pitch, Yaw), totalizando nueve variables principales que constituyen la información base para la transmisión.

3.1.3 Implementación del protocolo ESP-NOW

Para la transmisión inalámbrica se implementó el protocolo ESP-NOW siguiendo los siguientes pasos: configuración del ESP32 emisor en modo estación Wi-Fi, inicialización del protocolo, registro de la dirección MAC del ESP32 receptor, empaquetado de las nueve variables

angulares en una estructura de datos, y envío periódico mediante la función de transmisión.

El ESP32 receptor se configuró de manera complementaria: registro de la dirección MAC del emisor, implementación de una función de *callback* de recepción que verifica la integridad del paquete (tamaño y origen), y visualización de los datos recibidos en el Monitor Serial del Arduino IDE. Este sistema opera sin necesidad de infraestructura de red (router Wi-Fi).

3.2 Fase II: Caracterización y calibración de sensores

3.2.1 Diseño del banco de pruebas esférico

Se construyó un sistema de caracterización experimental compuesto por una estructura esférica con una circunferencia de 36 cm. Sobre su superficie se trazaron tres ejes ortogonales, cada uno con marcas angulares desde 0° hasta 360° en intervalos de 10°. En el interior de la esfera se alojó un IMU, un ESP32 y una batería de litio de 3.7 V, operando de forma inalámbrica mediante ESP-NOW hacia un ESP32 receptor externo.

3.2.2 Protocolo experimental de caracterización

El protocolo de caracterización consistió en: encendido del sistema electrónico interno, verificación de la transmisión de datos, colocación de la esfera en posiciones angulares conocidas girando cada 10° sucesivamente, registro simultáneo del ángulo de referencia (marcado físicamente) y del ángulo reportado por el sensor, y repetición de tres mediciones en cada posición angular. Este procedimiento se aplicó por separado para cada uno de los tres ejes de rotación (Roll, Pitch, Yaw).

3.2.3 Métricas de caracterización

Para evaluar el desempeño del sensor se definieron las siguientes métricas: error de medición (diferencia entre valor medido y valor de referencia), error absoluto medio (magnitud promedio del error), desviación estándar del error (dispersión de las mediciones), coeficiente de determinación R^2 (exactitud), y repetibilidad (consistencia entre las tres mediciones repetidas en la misma posición angular).

3.2.4 Modelo de calibración

Se ajustó un modelo de regresión lineal de la forma:

$$\hat{x} = a + b \cdot x_{\text{ref}} \tag{3.1}$$

mediante el método de mínimos cuadrados. Los parámetros a (intercepto) y b (pendiente) se calcularon para cada eje. Este modelo se utilizó posteriormente para corregir las mediciones de los sensores.

3.3 Fase III: Implementación del análisis biomecánico

3.3.1 Ubicación de sensores

Se instrumentaron 4 sensores IMU por extremidad en las siguientes ubicaciones anatómicas: tobillo (tercio anterior de la tibia), peroné (cabeza del peroné), fémur (tercio distal, cara lateral) y cadera (cresta ilíaca anterior superior). La frecuencia de adquisición se estableció en 100 Hz.

3.3.2 Procesamiento de señales

Las señales se procesaron mediante un filtro digital Butterworth de segundo orden con frecuencia de corte de 10 Hz, diseñado para eliminar el ruido de alta frecuencia preservando las componentes biomecánicas relevantes.

3.3.3 Algoritmos de análisis

Se implementaron algoritmos para calcular: velocidades angulares (derivada primera de los ángulos), aceleraciones angulares (derivada segunda), Índice de Simetría (que cuantifica la similitud entre extremidades), Rango de Movimiento (diferencia entre ángulo máximo y mínimo), Índice de Estabilidad (basado en inclinación pélvica y base de sustentación), y Puntuación Global de Riesgo (promedio ponderado de simetría, estabilidad, variabilidad y ROM).

Las ecuaciones fundamentales implementadas fueron:

$$\omega = \frac{d\theta}{dt} \tag{3.2}$$

$$\alpha = \frac{d\omega}{dt} = \frac{d^2\theta}{dt^2} \tag{3.3}$$

$$\text{SI} = \left[1 - \frac{|X_{\text{izq}} - X_{\text{der}}|}{X_{\text{izq}} + X_{\text{der}}}\right] \times 100\,\% \tag{3.4}$$

$$\text{ROM} = \theta_{\max} - \theta_{\min} \tag{3.5}$$

3.3.4 Detección de eventos de marcha y clasificación

Para la detección de contacto inicial y despegue se implementó un algoritmo basado en análisis de picos de la aceleración vertical con ventana deslizante. Finalmente, se desarrolló un motor de clasificación basado en reglas `IF-THEN` para identificar patrones de marcha, utilizando umbrales definidos a partir de la literatura clínica.

3.4 Fase IV: Validación experimental

La validación se realizó mediante la comparación de las mediciones del sistema contra valores de referencia establecidos en la literatura especializada. Se evaluaron la precisión angular, la latencia computacional, la confiabilidad de los rangos de movimiento, la sensibilidad y especificidad en la detección de eventos de marcha, y la repetibilidad de las mediciones mediante correlación entre pruebas repetidas. Todos los procedimientos se documentaron sistemáticamente para permitir la reproducibilidad del estudio. La Figura 14 muestra un diagrama con la metodología de la investigación.

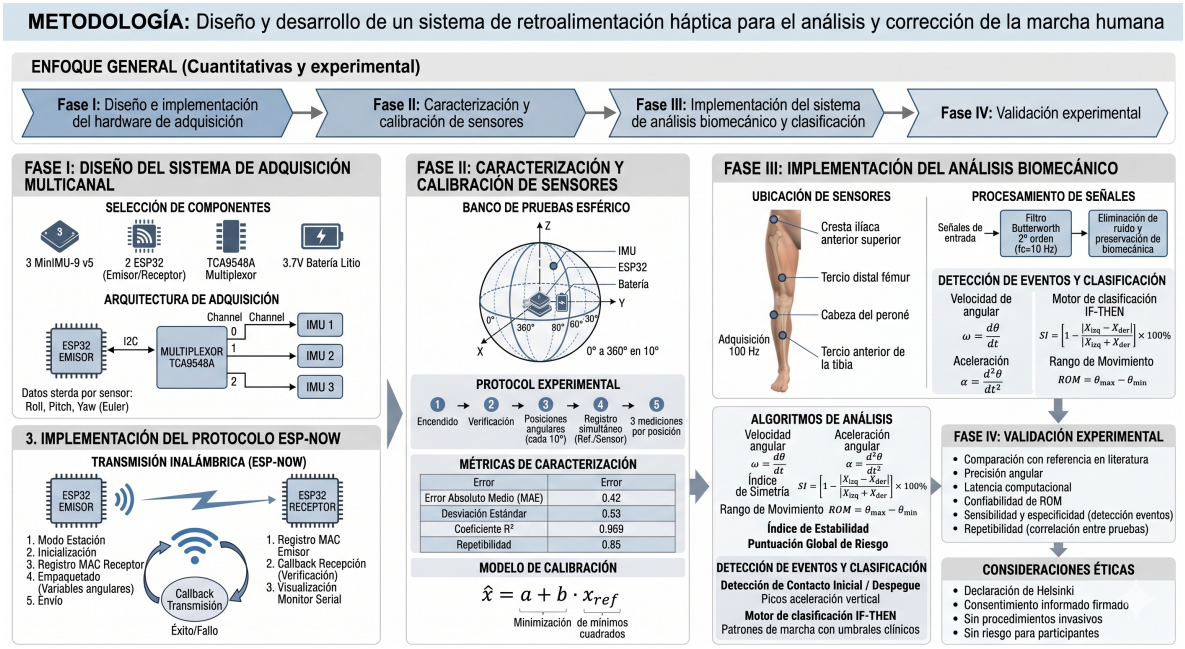


Figura 1: Diagrama de la Metodología de la Investigación

Nota. Diagrama generado mediante herramientas de inteligencia artificial generativa, basado estrictamente en los criterios de la metodología de la tesis y verificado manualmente por el autor para garantizar el adecuado contenido del diagrama.

CAPÍTULO 4: ARQUITECTURA Y DESARROLLO DEL SISTEMA

4.1 Descripción general del sistema implementado

Para implementar un sistema electrónico capaz de obtener análisis biomecánicos del cuerpo humano, es necesario disponer de sensores que midan la rotación en los ángulos de pitch, yaw y roll en distintas secciones corporales. Con este fin, se planteó el desarrollo de un sistema electrónico basado en módulos diseñados específicamente para llevar a cabo esta tarea.

El sistema desarrollado se compone de tres módulos inerciales IMU `MinIMU-9 v5` de Pololu, conectados a un multiplexor I²C `TCA9548A`. Este último se enlaza con un microcontrolador `ESP32`, configurado como módulo emisor. Dicho `ESP32` adquiere de manera secuencial los datos provenientes de los tres sensores inerciales y los transmite de forma inalámbrica mediante el protocolo `ESP-NOW` hacia un segundo `ESP32`, configurado como módulo receptor. Finalmente, el receptor muestra la información recibida en el Monitor Serial del entorno `Arduino IDE`.

La finalidad principal del sistema es concentrar la lectura de tres módulos inerciales en un único microcontrolador, organizar los datos obtenidos y enviarlos de forma inalámbrica a otro dispositivo para su visualización. De esta manera, el sistema permite observar en tiempo real los valores correspondientes a cada uno de los tres módulos IMU sin necesidad de conectar directamente los sensores al equipo de monitoreo final.

La arquitectura general del sistema puede describirse en la Figura 3 que indican a detalle todos los subsistemas:

En esta configuración, el multiplexor I²C permite que los tres módulos IMU funcionen dentro del mismo bus, a pesar de compartir direcciones de comunicación. El ESP32 emisor selecciona cada canal del multiplexor, realiza la lectura del módulo correspondiente, almacena los valores en una estructura de datos y transmite dicha estructura al ESP32 receptor.

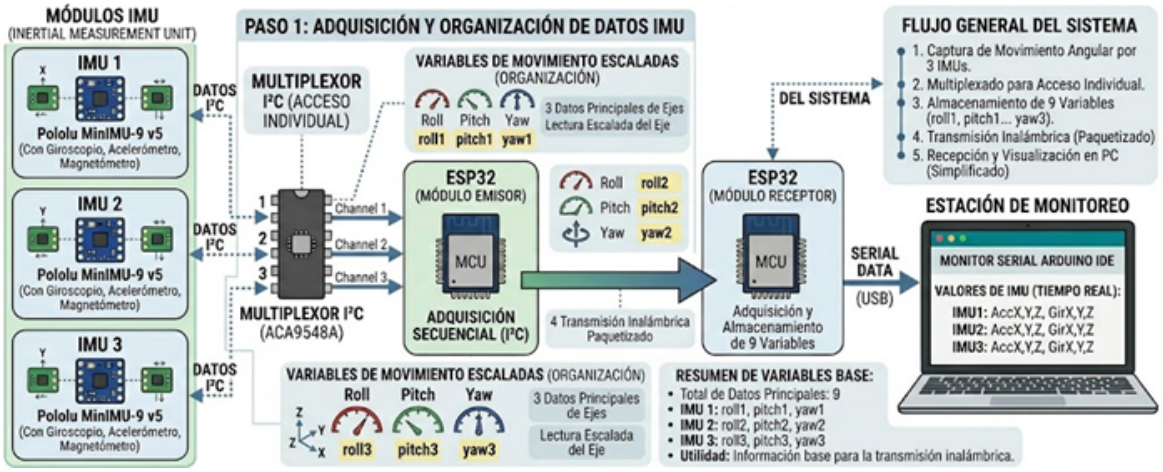


Figura 2: Diagrama general del sistema electrónico

Nota. Diagrama generado mediante herramientas de inteligencia artificial generativa, basado estrictamente en los criterios de la descripción general del sistema y verificado manualmente por el autor para garantizar el adecuado contenido del diagrama.

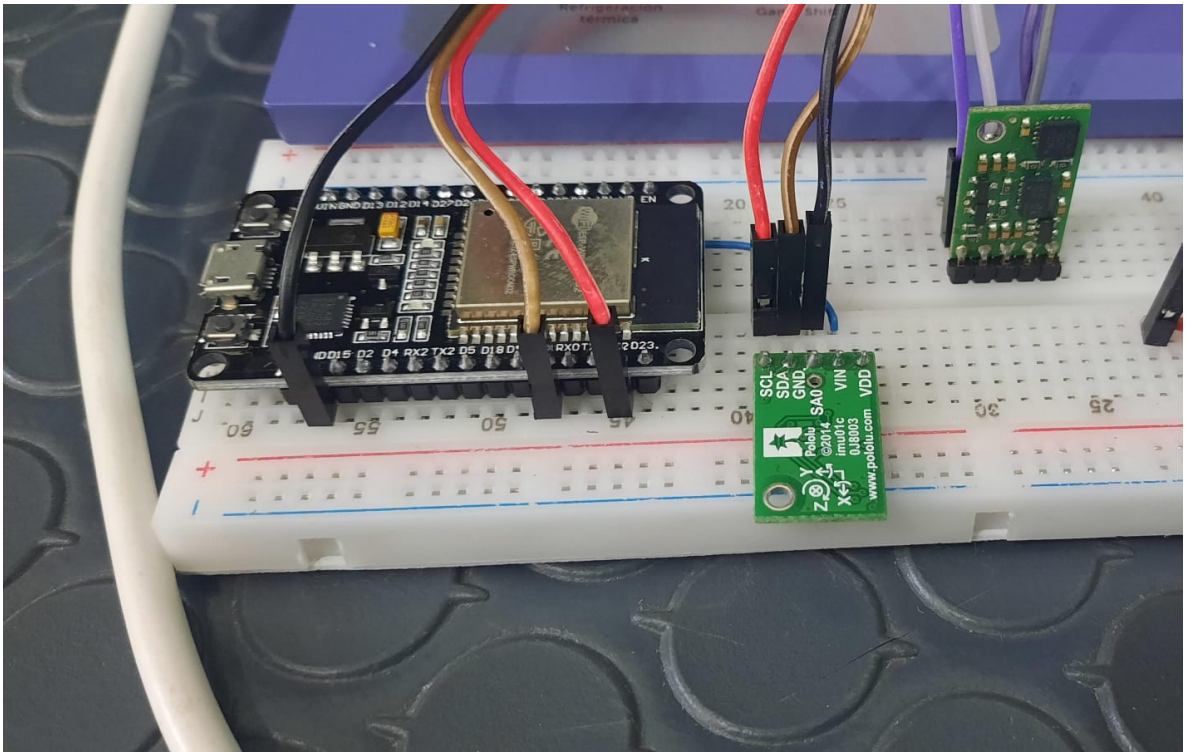


Figura 3: Pruebas con todos los componentes que integran el sistema

4.2 Etapa de sensado mediante los módulos IMU

La primera etapa del sistema corresponde a los tres módulos IMU, los cuales obtienen información relacionada con el movimiento angular del sistema. Cada IMU se conecta a un canal independiente del multiplexor `TCA9548A`, lo que permite que el ESP32 emisor acceda a cada sensor de manera individual.

En el programa implementado, los datos de cada módulo se organizan mediante tres variables denominadas `Roll`, `Pitch` y `Yaw`, que representan los tres ejes principales de rotación del sensor. Para cada IMU se almacenan tres valores, totalizando nueve variables principales:

- IMU 1: `roll1`, `pitch1`, `yaw1`
- IMU 2: `roll2`, `pitch2`, `yaw2`
- IMU 3: `roll3`, `pitch3`, `yaw3`

Estos datos representan las lecturas escaladas de los ejes principales de cada módulo inercial y constituyen la información base para la transmisión inalámbrica hacia el receptor.

4.3 Etapa de multiplexación I²C

Dado que los tres módulos IMU se comunican mediante el protocolo I²C, se emplea un multiplexor `TCA9548A` para administrar la comunicación entre el ESP32 emisor y cada sensor. El multiplexor actúa como un selector de canales, permitiendo habilitar únicamente un canal a la vez.

En el sistema implementado, los módulos se distribuyen de la siguiente manera:

- Canal 0 del TCA9548A $\rightarrow$ IMU 1
- Canal 1 del TCA9548A $\rightarrow$ IMU 2
- Canal 2 del TCA9548A $\rightarrow$ IMU 3

El ESP32 emisor selecciona cada canal del multiplexor antes de leer el sensor correspondiente. Este procedimiento evita conflictos en el bus I²C, ya que el microcontrolador atiende los sensores de manera secuencial y no simultánea.

El proceso general de selección y lectura se realiza en el siguiente orden:

1. Selección del canal 0 del multiplexor.
2. Lectura del IMU 1.
3. Almacenamiento de los valores correspondientes al IMU 1.
4. Selección del canal 1 del multiplexor.
5. Lectura del IMU 2.
6. Almacenamiento de los valores correspondientes al IMU 2.
7. Selección del canal 2 del multiplexor.
8. Lectura del IMU 3.
9. Almacenamiento de los valores correspondientes al IMU 3.

De esta forma, el multiplexor amplía la capacidad del ESP32 para trabajar con múltiples módulos conectados al mismo tipo de bus de comunicación. En la Figura 4 se muestra el desarrollo del sistema con el multiplexor y la conexión con el ESP32 y los sensores inerciales.

4.4 Etapa de adquisición de datos en el ESP32 emisor

El ESP32 emisor coordina la adquisición de datos. Al iniciar el programa, se configuran la comunicación serial, el modo Wi-Fi del ESP32, el protocolo ESP-NOW y el bus I²C. Posteriormente, se inicializan los tres módulos conectados al multiplexor.

Durante la ejecución, el ESP32 emisor realiza un ciclo repetitivo en el que selecciona cada canal del multiplexor y lee el módulo IMU correspondiente. Para cada sensor, el programa

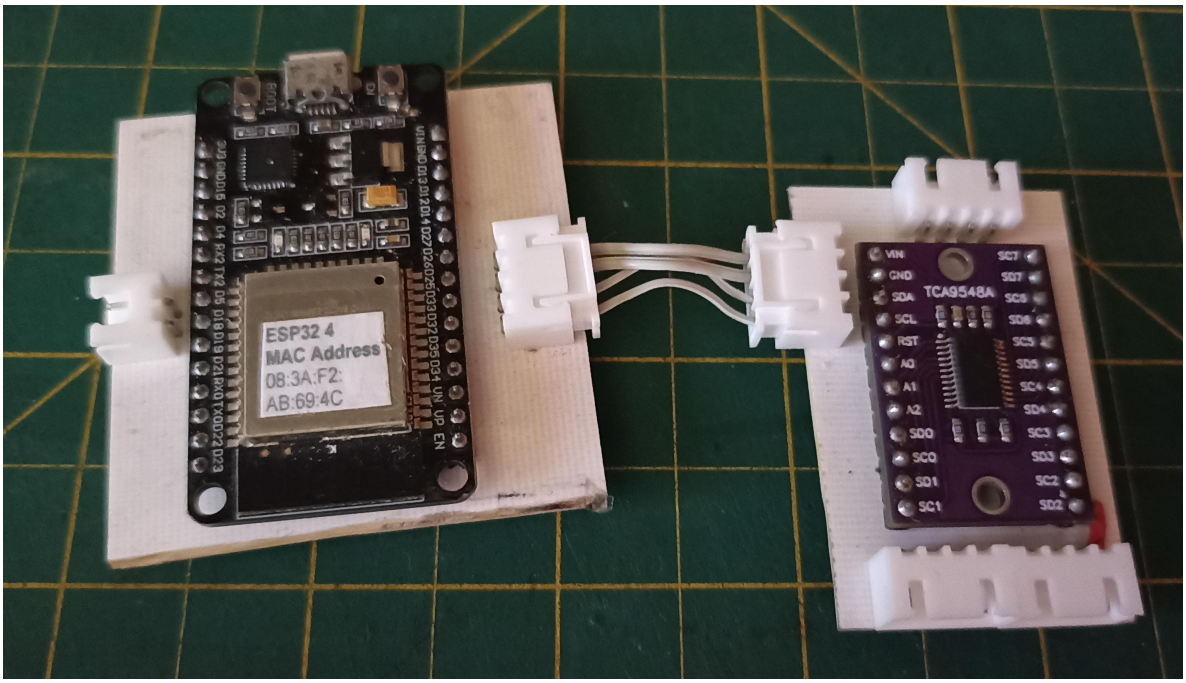


Figura 4: Pruebas con Circuito de Multiplexación I2C

obtiene tres valores principales, los cuales se escalan mediante un factor de conversión y se almacenan en las variables respectivas.

El procedimiento completo del ESP32 emisor se describe a continuación:

1. Inicia la comunicación serial.
2. Configura el ESP32 en modo estación Wi-Fi.
3. Inicializa el protocolo ESP-NOW.
4. Registra la dirección MAC del ESP32 receptor.
5. Inicializa el bus I²C.
6. Inicializa los módulos conectados al multiplexor.
7. Selecciona el canal correspondiente a cada IMU.
8. Lee los datos del sensor seleccionado.
9. Guarda los valores en la estructura de datos.

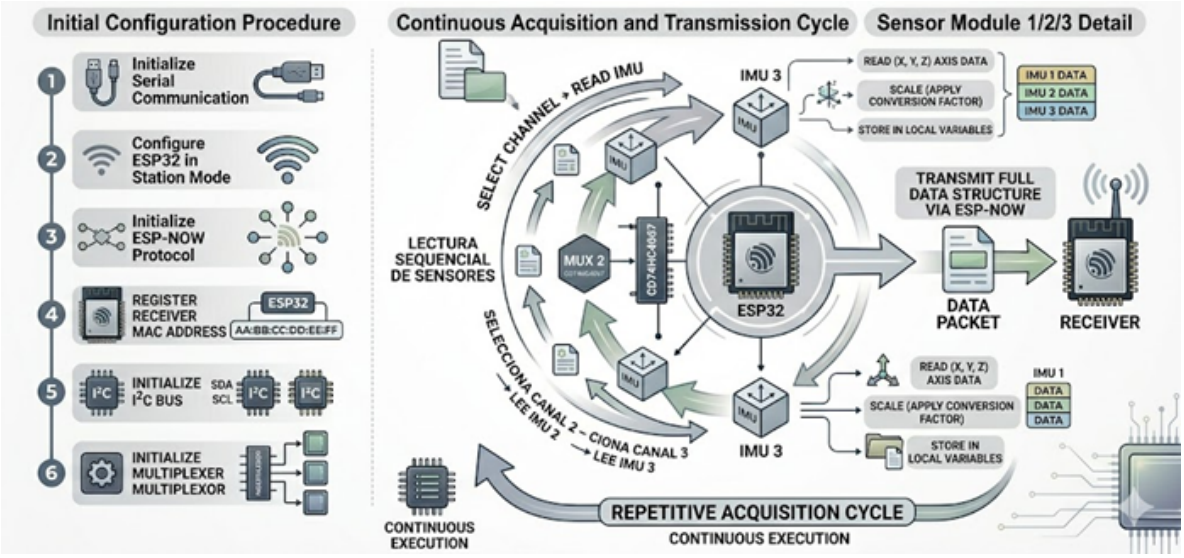


Figura 5: Etapa de recepción y transmisión de los datos por protocolo ESP-NOW

Nota. Diagrama generado mediante herramientas de inteligencia artificial generativa, basado estrictamente en la información de la etapa de recepción y transmisión de los datos del protoclo ESP-NOW y verificado manualmente por el autor para garantizar el adecuado contenido del diagrama.

10. Envía la estructura completa mediante ESP-NOW.
11. Repite el ciclo de adquisición y transmisión.

La lectura de los tres módulos es secuencial: primero el IMU 1, luego el IMU 2 y finalmente el IMU 3. Una vez actualizados los valores de los tres sensores, el ESP32 emisor transmite el paquete completo al receptor. En la Figura Figura 5

4.5 Etapa de transmisión inalámbrica mediante ESP-NOW

Una vez que el ESP32 emisor organiza los datos de los tres módulos IMU, transmite la estructura completa al ESP32 receptor mediante `ESP-NOW`. Este protocolo permite la comunicación directa entre dispositivos ESP32 sin necesidad de un router o red Wi-Fi convencional.

Para realizar la transmisión, el emisor registra previamente la dirección MAC del receptor, asegurando que los datos se envíen al dispositivo correcto. El programa incluye una función de confirmación de envío, que indica si el paquete fue entregado correctamente o si ocurrió un

fallo.

La etapa de transmisión funciona de la siguiente manera:

1. El ESP32 emisor actualiza los datos de los tres IMU.
2. Los valores se almacenan en una estructura.
3. La estructura se convierte en un bloque de bytes.
4. El bloque se envía mediante ESP-NOW.
5. El sistema informa si el envío fue exitoso o si hubo error.

Esta comunicación inalámbrica permite separar físicamente la etapa de sensado de la etapa de visualización: los sensores permanecen conectados al ESP32 emisor, mientras que los datos pueden observarse desde el ESP32 receptor.

4.6 Etapa de recepción en el ESP32 receptor

El ESP32 receptor tiene la función de recibir los paquetes enviados por el emisor y mostrar la información en el Monitor Serial del `Arduino IDE`. Para ello, el receptor también se configura en modo estación Wi-Fi e inicializa el protocolo ESP-NOW.

El receptor registra la dirección MAC del emisor para verificar que los datos provengan del dispositivo correcto. Cuando llega un paquete, se ejecuta automáticamente una función de recepción que verifica dos condiciones:

- Que la dirección MAC de origen corresponda al emisor esperado.
- Que el tamaño del paquete recibido coincida con el tamaño de la estructura definida.

Si ambas condiciones se cumplen, el receptor copia los datos en su estructura local y los imprime en el Monitor Serial. En caso contrario, se indica que el paquete no corresponde al formato esperado o proviene de un dispositivo desconocido.

El proceso de recepción puede ser visualizado en Figura 6 se resume así:

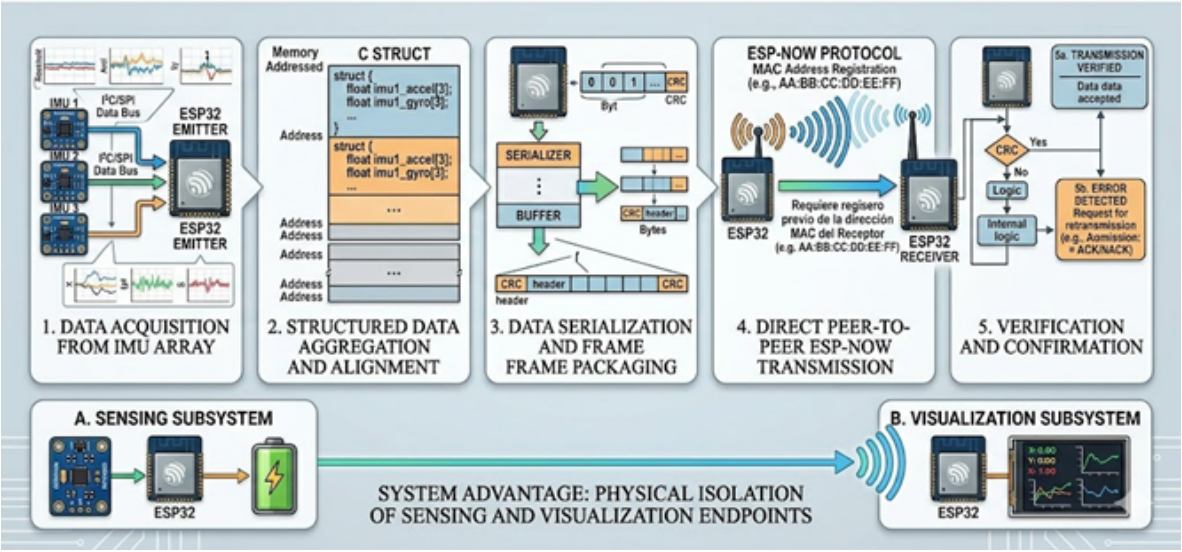


Figura 6: Diagrama equemático representando la metodología de comunicación emisor - receptor utilizando el protocolo i2c

Nota. Diagrama generado mediante herramientas de inteligencia artificial generativa, basado estrictamente en la metodología de comunicación emisor-receptor verificado manualmente por el autor para garantizar el adecuado contenido del diagrama.

1. El ESP32 receptor permanece en espera de datos.
2. Al llegar un paquete, se activa la función de recepción.
3. Se verifica la dirección MAC del emisor.
4. Se verifica el tamaño del paquete recibido.
5. Si el paquete es válido, se copian los datos en la estructura local.
6. Se imprimen los valores de los tres IMU en el Monitor Serial.

4.7 Visualización de datos en el Monitor Serial

La visualización final se realiza mediante el Monitor Serial del `Arduino IDE`. El receptor imprime los datos recibidos de cada módulo IMU de forma ordenada, identificando el sensor correspondiente.

La salida mostrada sigue una estructura similar a la siguiente:

```
Datos recibidos:
IMU 1 - Roll: valor° Pitch: valor° Yaw: valor°
IMU 2 - Roll: valor° Pitch: valor° Yaw: valor°
IMU 3 - Roll: valor° Pitch: valor° Yaw: valor°
```

Esta visualización permite comprobar que el receptor está recibiendo correctamente los datos transmitidos por el emisor y facilita la observación de los cambios en las lecturas de cada módulo durante el funcionamiento del sistema.

4.8 Etapa de retroalimentación háptica considerada en el sistema

El sistema contempla también una etapa de retroalimentación háptica mediante tres motores vibradores, asociados a los tres módulos IMU. En el código del emisor se definen tres pines de salida para el control de dichos motores. La lógica programada permite activar un motor cuando alguno de los valores asociados al módulo correspondiente supera un intervalo predefinido.

El intervalo definido en el programa se encuentra entre -45 y 45 unidades. Si alguno de los valores de `roll`, `pitch` o `yaw` queda fuera de ese rango, la función de control activa el motor correspondiente durante un tiempo determinado.

No obstante, en la versión utilizada para la prueba de transmisión y visualización, las llamadas a la función de control de los motores se encuentran desactivadas por software. Por lo tanto, la etapa háptica queda contemplada dentro del diseño del sistema, pero no interviene en la operación principal de adquisición, transmisión y visualización de datos.

4.9 Funcionamiento completo del sistema

El funcionamiento completo del sistema puede describirse como una secuencia de adquisición, organización, transmisión y visualización de datos:

1. El ESP32 emisor inicia la comunicación serial, I²C y ESP-NOW.

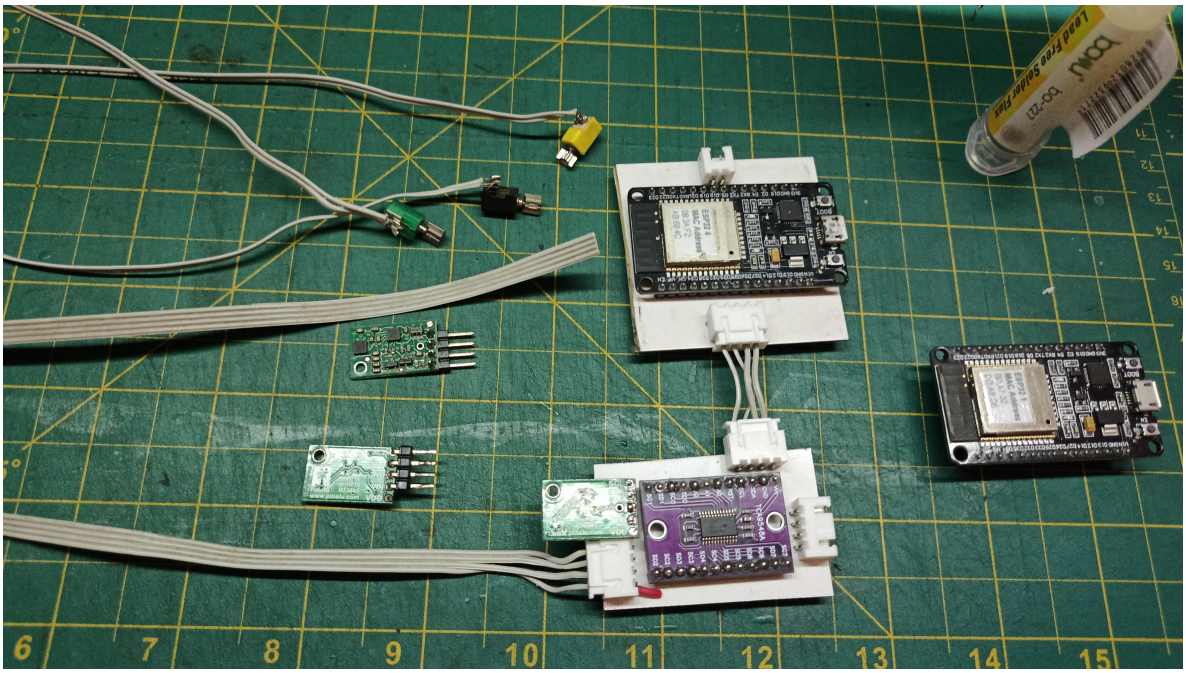


Figura 7: Componentes de todo el sistema electrónico

2. El emisor registra al ESP32 receptor mediante su dirección MAC.
3. El emisor inicializa los tres módulos conectados al multiplexor.
4. El receptor inicia la comunicación serial y ESP-NOW.
5. El receptor registra al ESP32 emisor mediante su dirección MAC.
6. El emisor selecciona el canal 0 y lee el IMU 1.
7. El emisor selecciona el canal 1 y lee el IMU 2.
8. El emisor selecciona el canal 2 y lee el IMU 3.
9. El emisor almacena los nueve valores en una estructura de datos.
10. El emisor transmite la estructura completa mediante ESP-NOW.
11. El receptor recibe el paquete.
12. El receptor verifica que el paquete provenga del emisor correcto.
13. El receptor valida que el tamaño de los datos sea el esperado.

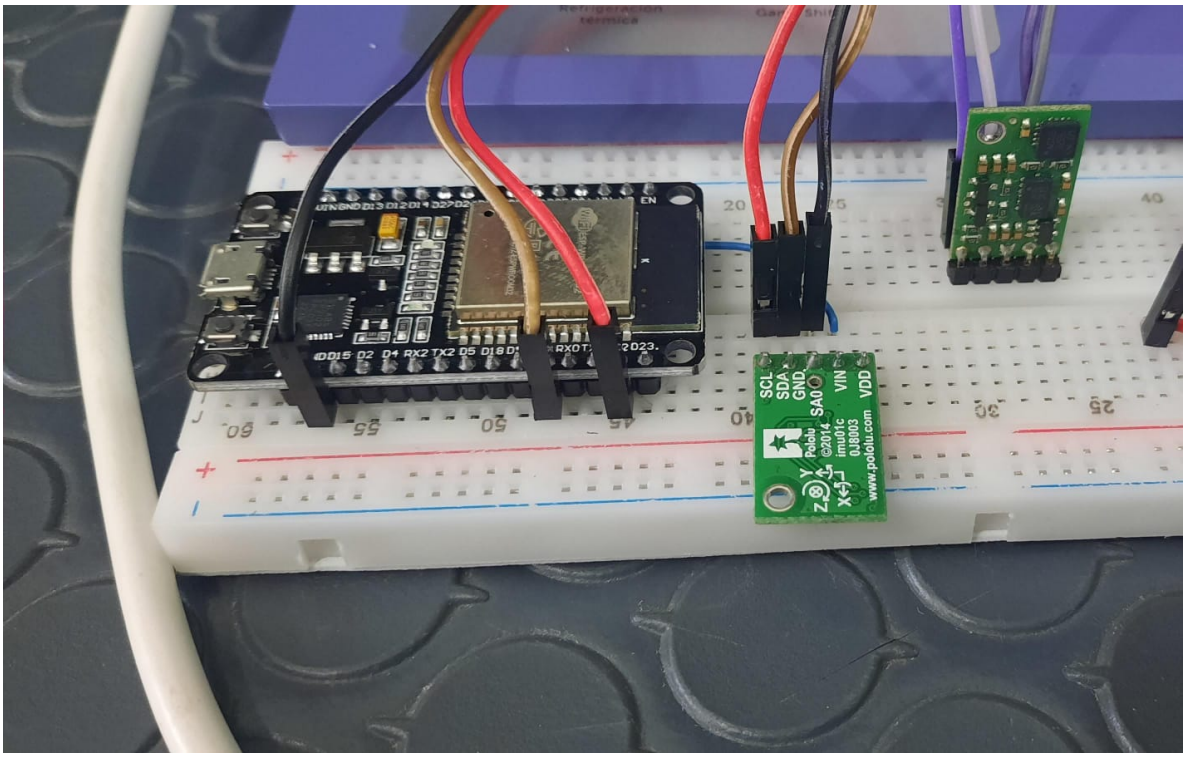


Figura 8: Enter Caption

14. El receptor copia la información recibida en su estructura local.
15. El receptor muestra los valores de los tres IMU en el Monitor Serial.
16. El ciclo se repite durante toda la operación del sistema.

El sistema desarrollado permite integrar tres módulos IMU en una sola plataforma de adquisición, utilizando un multiplexor I²C para gestionar la comunicación con cada sensor y ESP-NOW para transmitir los datos de forma inalámbrica. Esta arquitectura reduce la necesidad de cableado entre la etapa de sensado y la etapa de visualización, además de permitir que los datos sean monitoreados desde un segundo ESP32.

La implementación demuestra la viabilidad de utilizar un ESP32 como unidad de adquisición multicanal y otro ESP32 como unidad de recepción y monitoreo. Asimismo, la estructura modular del sistema permite que en etapas posteriores se puedan incorporar mejoras como:

- Filtrado de señales.



Figura 9: Enter Caption

Nota. Diagrama generado mediante herramientas de inteligencia artificial generativa, basado estrictamente en la metodología de operación del emisor y receptor del sistema y verificado manualmente por el autor para garantizar el adecuado contenido del diagrama.

- Fusión sensorial.
- Almacenamiento de datos.
- Visualización gráfica.
- Activación de retroalimentación háptica.

En su configuración actual, el sistema cumple con la función de leer secuencialmente tres módulos IMU conectados a un multiplexor, organizar sus datos en una estructura común, transmitirlos mediante ESP-NOW y visualizarlos en el Monitor Serial del `Arduino IDE`.

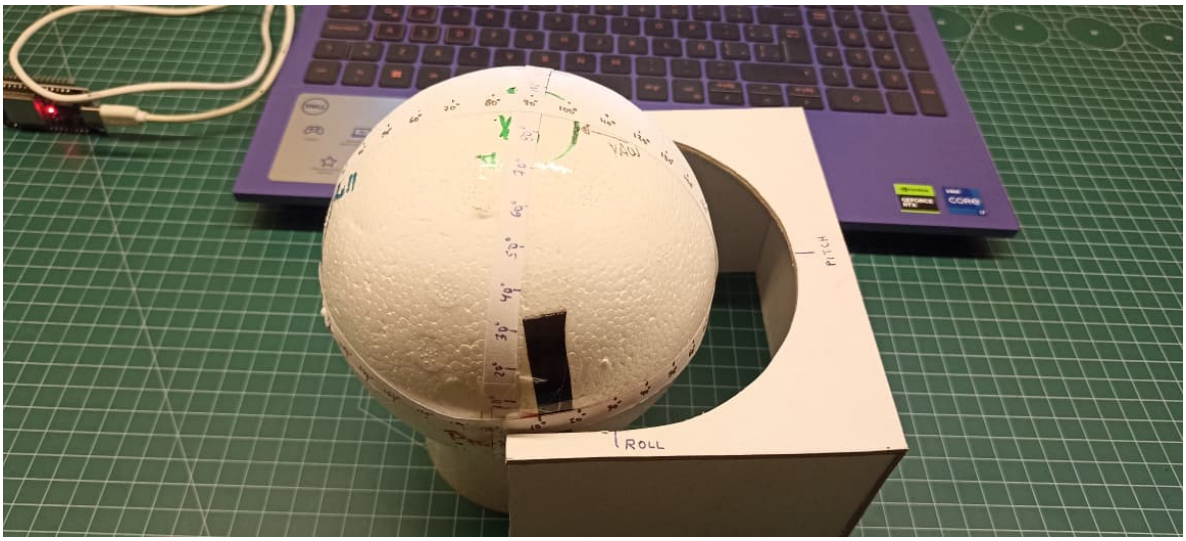


Figura 10: Sistema empleado para la caracterización del sensor inercial IMU

4.10 Sistema de caracterización experimental para módulos IMU

Como complemento al sistema principal de adquisición y transmisión de datos con tres módulos IMU, se desarrolló un sistema de caracterización experimental con la finalidad de contar con una referencia física para evaluar el comportamiento angular de un sensor inercial. Este sistema permite colocar un IMU dentro de una estructura esférica graduada y comparar las lecturas obtenidas por el sensor con posiciones angulares conocidas, posibilitando así el análisis estadístico de su precisión, exactitud y repetibilidad.

El dispositivo fue diseñado a partir de una esfera con una circunferencia aproximada de 36 cm. Sobre su superficie se trazaron tres ejes principales, distribuidos de manera ortogonal entre sí. Cada eje se encuentra marcado angularmente de 0° a 360°, con divisiones de 10°, permitiendo establecer posiciones de referencia durante las pruebas experimentales.

La finalidad de esta estructura es contar con un medio físico que permita girar el sensor de manera controlada y observar la respuesta del IMU ante cambios angulares conocidos. De esta forma, el sistema no depende únicamente de la observación libre del movimiento, sino que incorpora una referencia geométrica visible para cuantificar la desviación, el error sistemático y la variabilidad de las lecturas reportadas por el sensor.

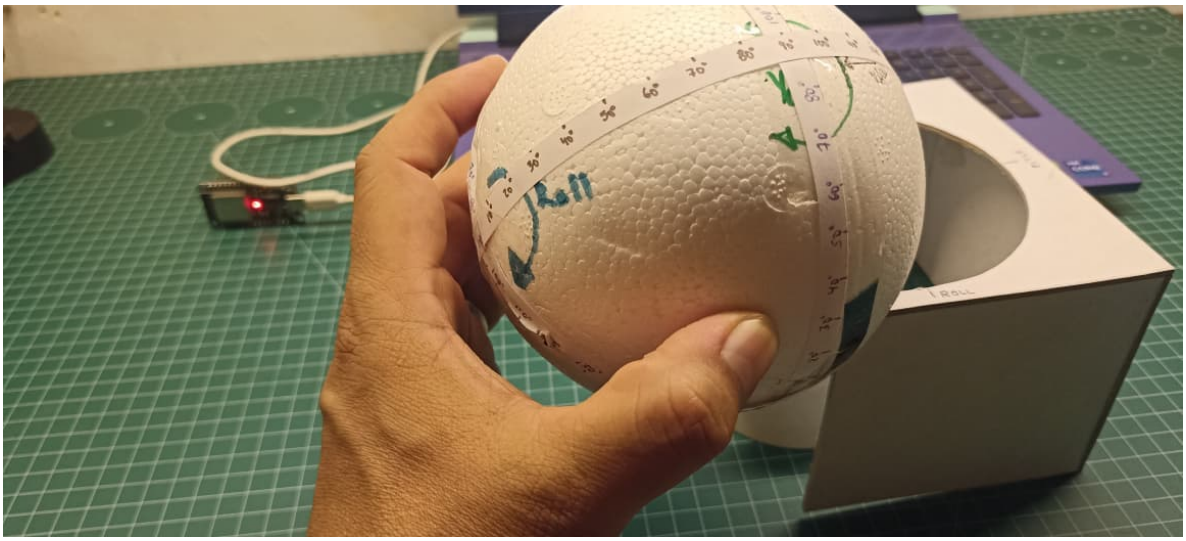


Figura 11: IMU colocada en el centroide de la esfera para realizar el proceso de caracterización

La disposición general de los ejes se planteó de la siguiente manera:

- Eje 1 $\rightarrow$ referencia para `roll`
- Eje 2 $\rightarrow$ referencia para `pitch`
- Eje 3 $\rightarrow$ referencia para `yaw`

Cada uno de estos ejes se encuentra colocado a 90° con respecto al eje adyacente, de forma que se obtiene una referencia tridimensional básica. Esta configuración permite analizar el comportamiento del IMU en torno a los tres movimientos principales asociados a la orientación espacial.

4.10.1 Diseño físico del sistema de caracterización

El diseño físico se basa en una esfera graduada utilizada como referencia angular. La elección de una geometría esférica permite representar de manera natural la rotación de un cuerpo en el espacio, ya que cualquier orientación del sensor puede relacionarse con una posición angular dentro de la superficie esférica.

Sobre la circunferencia de la esfera se colocaron marcas de referencia cada 10°, hasta completar los 360°. Esto permite realizar pruebas por incrementos definidos y observar cómo cambian las lecturas del sensor conforme se modifica su orientación, facilitando así el análisis de la linealidad y sensibilidad del dispositivo.

El primer eje se emplea como referencia para el movimiento de `roll` (rotación lateral). El segundo eje, colocado a 90° respecto al primero, se utiliza como referencia para `pitch` (inclinación frontal o posterior). El tercer eje, ortogonal respecto a los anteriores, se utiliza como referencia para `yaw` (giro horizontal o cambio de dirección). Esta distribución permite tener una representación física de los tres ejes principales de orientación, facilitando la comparación entre el ángulo patrón marcado en la esfera y el valor reportado por el sistema electrónico.

4.10.2 Sistema electrónico interno del caracterizador

En el interior de la esfera se colocó un módulo IMU conectado a un ESP32. Este conjunto se alimenta mediante una batería recargable de litio de $3.7\,\mathrm{V}$, lo que permite que el sistema funcione de manera inalámbrica y sin necesidad de cables externos durante la prueba.

La alimentación con batería es una parte importante del diseño, ya que evita que los cables interfieran con el movimiento de la esfera o generen restricciones mecánicas durante la rotación. Al estar el sistema electrónico contenido dentro de la esfera, el sensor puede moverse junto con la estructura de referencia, permitiendo una medición más limpia y controlada.

El ESP32 interno se encarga de leer los datos provenientes del IMU y transmitirlos de forma inalámbrica hacia otro ESP32 receptor. Este receptor se encuentra fuera de la esfera y permite visualizar los datos en el Monitor Serial del Arduino IDE, facilitando el registro sistemático de mediciones para su posterior análisis estadístico.

La arquitectura general del sistema de caracterización puede describirse de la siguiente manera:

$$\texttt{IMU interno} \rightarrow \texttt{ESP32 interno (alimentado por batería)} \rightarrow \texttt{ESP-NOW} \rightarrow \texttt{ESP32 receptor} \rightarrow \texttt{Monitor Serial}$$

Este diseño permite que el sensor permanezca dentro de la esfera mientras sus datos son

enviados hacia el exterior sin necesidad de conexión física directa, preservando así la integridad de las referencias angulares.

4.10.3 Transmisión inalámbrica de datos en el caracterizador

La comunicación entre el ESP32 ubicado dentro de la esfera y el ESP32 receptor se realiza mediante `ESP-NOW`. Esta decisión permite mantener el sistema libre de cables durante la prueba, lo cual es especialmente importante en un dispositivo diseñado para girar sobre distintos ejes.

El ESP32 interno funciona como emisor. Su tarea consiste en adquirir las lecturas del IMU y enviarlas mediante `ESP-NOW` al ESP32 receptor. El receptor, por su parte, recibe los datos y los muestra en el Monitor Serial. De esta manera, el usuario puede observar las lecturas del sensor mientras coloca la esfera en diferentes posiciones angulares, lo que permite construir tablas comparativas entre el ángulo real y el ángulo medido.

El uso de comunicación inalámbrica permite que el sistema conserve su movilidad y evita que el cableado altere las posiciones de referencia, algo fundamental para garantizar la validez de las pruebas de caracterización.

4.10.4 Procedimiento general de caracterización y verificación estadística

El procedimiento de uso del sistema consiste en colocar la esfera en posiciones angulares conocidas y comparar dichas posiciones con los valores reportados por el IMU, con el fin de determinar su **precisión** (dispersión de medidas), **exactitud** (cercanía al valor real), **repetibilidad** (variación entre mediciones sucesivas) y posible presencia de **sesgo** (error sistemático).

De manera general, el procedimiento puede describirse así:

1. Se enciende el sistema electrónico ubicado dentro de la esfera.
2. El ESP32 interno comienza a leer los datos del IMU.
3. Los datos son transmitidos inalámbricamente hacia el ESP32 receptor.
4. El receptor muestra los valores en el Monitor Serial del Arduino IDE.

5. La esfera se coloca en una posición angular conocida (valor de referencia).
6. Se registra el ángulo marcado físicamente en la esfera.
7. Se compara el valor de referencia con el valor reportado por el IMU.
8. El procedimiento se repite en incrementos de 10° para cada eje.
9. Se realizan de 3 a 4 mediciones repetidas en cada posición angular.
10. Se analizan estadísticamente los datos para determinar precisión, exactitud y repetibilidad.

Este procedimiento permite observar si las lecturas del IMU aumentan, disminuyen o se desplazan de forma coherente con el movimiento físico aplicado. También permite identificar posibles desviaciones, errores de offset (*bias*), cambios de signo, diferencias entre ejes o respuestas no lineales.

Por ejemplo, si la esfera se coloca en una posición de 30° sobre el eje correspondiente a `roll`, se espera que el valor reportado por el sistema presente una variación relacionada con dicho movimiento. Al repetir la prueba en 40°, 50°, 60° y así sucesivamente, es posible observar la tendencia de la medición y verificar si el comportamiento del sensor es consistente.

Un aspecto clave del procedimiento es la redundancia de mediciones: se toman entre 3 y 4 lecturas consecutivas en cada posición angular sin mover la esfera. Esto permite evaluar la repetibilidad del sensor. Si en la segunda o tercera lectura el valor varía significativamente respecto a la primera, se puede inferir que existe inestabilidad en la medición, ruido excesivo o algún problema en la cadena de adquisición, ya que idealmente, para una misma posición angular, las lecturas deberían ser prácticamente idénticas.

4.10.5 Utilidad del sistema de caracterización

El sistema de caracterización experimental cumple una función importante dentro del desarrollo del proyecto, ya que proporciona una referencia física para evaluar las lecturas de un módulo IMU. Mientras el sistema principal trabaja con tres sensores conectados a un

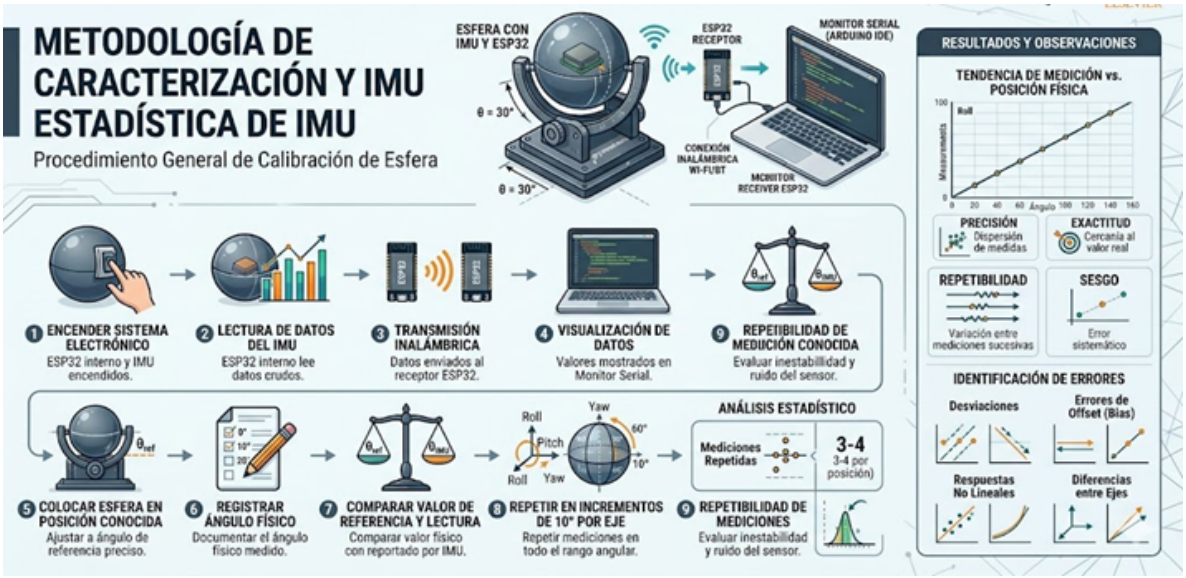


Figura 12: Metodología de Caracterización y Estadística

Nota. Diagrama generado mediante herramientas de inteligencia artificial generativa, basado estrictamente la metodología de caracterización y estadística del sistema y verificado manualmente por el autor para garantizar el adecuado contenido del diagrama.

multiplexor y transmite sus datos hacia un receptor, el caracterizador permite analizar de forma individual el comportamiento de un IMU bajo posiciones angulares conocidas.

Esta herramienta resulta útil para determinar la **exactitud** del sensor (diferencia entre valor medido y valor real), cuantificar la **precisión** (dispersión de múltiples mediciones en la misma posición), Evaluar la **repetibilidad** (consistencia entre mediciones sucesivas), Identificar **sesgos sistemáticos** (offsets constantes en ciertos ejes), Detectar **no linealidades** en la respuesta angular. Verificar el correcto funcionamiento del sensor antes de integrarlo al sistema multicanal.

De esta manera, el caracterizador puede emplearse como una etapa previa de prueba, ajuste y validación de los módulos inerciales, permitiendo seleccionar los sensores con mejor desempeño o aplicar correcciones matemáticas (como factores de escala o compensación de offset) antes de su uso en el sistema principal.

Además, el sistema permite relacionar las lecturas obtenidas en el Monitor Serial con una referencia física visible, facilitando la interpretación de los datos y ayudando a distinguir si

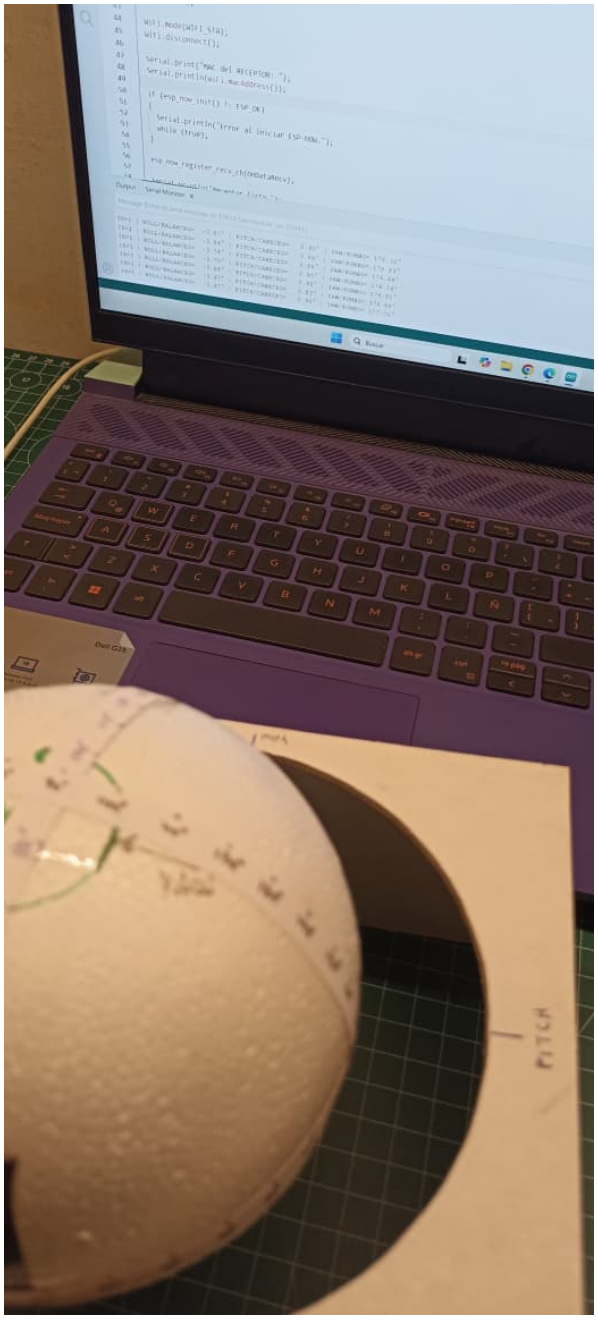


Figura 13: Pruebas del sistema de caracterización del sensor

una variación observada corresponde realmente al movimiento aplicado o si se debe a ruido, desviación del sensor, mala colocación o error de comunicación.

4.10.6 Alcances del sistema de caracterización experimental

El sistema desarrollado permite realizar pruebas angulares manuales sobre un módulo IMU, utilizando una esfera graduada como referencia. Su diseño permite evaluar cuantitativamente el comportamiento del sensor en torno a tres ejes principales, asociados a `roll`, `pitch` y `yaw`.

Entre sus principales alcances se encuentran los siguientes:

1. Permite colocar el IMU en posiciones angulares conocidas con una resolución de 10°.
2. Permite observar la respuesta del sensor en el Monitor Serial en tiempo real.
3. Facilita la comparación cuantitativa entre ángulo físico de referencia y lectura electrónica.
4. Permite realizar pruebas por incrementos discretos y sistemáticos.
5. Evita interferencias mecánicas causadas por cables externos gracias a la alimentación por batería.
6. Permite verificar el funcionamiento inalámbrico del conjunto IMU + ESP32.
7. Sirve como etapa auxiliar de caracterización y selección de sensores antes de integrarlos al sistema principal.
8. Permite estimar estadísticamente la repetibilidad mediante mediciones redundantes.

Este sistema funciona como una herramienta experimental robusta para validar y caracterizar el comportamiento básico de los sensores dentro del contexto específico del proyecto.

4.10.7 Limitaciones del sistema experimental

Aunque el sistema proporciona una referencia angular física, su precisión como patrón depende de varios factores. Uno de ellos es la exactitud con la que fueron trazadas las marcas angulares

sobre la esfera. Si las divisiones no se encuentran perfectamente distribuidas, puede existir una diferencia entre el ángulo real y el ángulo utilizado como referencia visual, lo que introduciría un error sistemático en la caracterización.

Otra limitación se relaciona con la colocación del IMU dentro de la esfera. Para que la comparación sea adecuada, el sensor debe estar alineado correctamente con los ejes de referencia. Si el IMU se encuentra inclinado, desplazado o girado respecto a los ejes marcados, las lecturas pueden presentar diferencias asociadas al montaje, lo que podría interpretarse erróneamente como error del sensor.

También debe considerarse que el movimiento de la esfera se realiza de forma manual, por lo que pueden existir pequeñas variaciones durante la colocación en cada ángulo (error de posicionamiento). Asimismo, las lecturas del IMU pueden verse afectadas por ruido electrónico, vibraciones ambientales, variaciones en la tensión de alimentación o interferencias magnéticas cercanas.

Por estas razones, el sistema se considera una **herramienta experimental de referencia angular** y no un sistema de calibración certificado. Sin embargo, su implementación permite mejorar la comprensión del comportamiento del sensor y proporciona una base práctica para realizar ajustes, validaciones y análisis estadísticos dentro del desarrollo del proyecto.

4.10.8 Relación del sistema de caracterización con el sistema principal

El sistema de caracterización se relaciona directamente con el sistema principal de tres IMU, ya que permite evaluar individualmente el comportamiento de cada sensor antes de integrarlo al conjunto completo. Esto es fundamental porque, en el sistema principal, los tres IMU se leen de manera secuencial mediante un multiplexor y sus datos se transmiten por ESP-NOW hacia un receptor.

Al contar con un caracterizador independiente, es posible:

- Verificar si cada IMU responde de forma coherente ante movimientos conocidos.
- Comparar el desempeño entre diferentes sensores (selección por precisión/exactitud).

- Detectar desviaciones sistemáticas entre módulos.
- Establecer factores de corrección (compensación de offset o escala) previos a la integración.
- Realizar pruebas de repetibilidad para descartar sensores inestables.

De esta manera, el sistema de caracterización funciona como una etapa auxiliar de validación metrológica. Su propósito es apoyar el desarrollo del sistema principal, permitiendo comprobar y cuantificar el comportamiento angular de los módulos IMU en condiciones controladas y con una referencia física visible.

4.10.9 Resultados de la Caracterización del Sensor IMU

El objetivo de este reporte es documentar el proceso completo de validación y caracterización del sensor inercial (IMU) utilizado en el sistema de retroalimentación háptica para análisis de marcha humana. Se presenta un análisis estadístico riguroso que incluye exactitud, precisión, repetibilidad y calibración del dispositivo.

4.10.10 Alcance del Estudio

Se realizaron **3 pruebas independientes** de rotación completa (0° a 360°) en cada eje del sensor, con mediciones cada 10° en los primeros 350°. Esto proporciona un total de:

$$\text{Total de mediciones} = 37 \text{ ángulos} \times 3 \text{ ejes} \times 3 \text{ pruebas} = 333 \text{ datapoints} \tag{4.1}$$

4.11 Metodología para la caracterización del sensor

4.11.1 Sensor Inercial (IMU)

El sensor empleado es una Unidad de Medición Inercial de 9 grados de libertad que integra:

- **Acelerómetro:** Mide aceleración lineal en tres ejes (A_x, A_y, A_z)
- **Giroscopio:** Mide velocidad angular alrededor de los tres ejes
- **Magnetómetro:** Mide orientación respecto al campo magnético terrestre

El sensor proporciona ángulos de orientación en convención Euler (Yaw-Pitch-Roll).

4.11.2 Equipamiento de Calibración

- Plataforma giratoria de precisión para posicionamiento angular
- Goniómetro digital como referencia de ángulo
- Software de adquisición de datos para registro de mediciones

4.11.3 Protocolo Experimental

Diseño de la Prueba

Se ejecutó un protocolo de validación que consistió en:

1. **Colocación del sensor:** Se montó el sensor inercial sobre la plataforma giratoria
2. **Calibración inicial:** Se calibró el sensor en posición 0° de referencia
3. **Rotación incremental:** Se giró el sensor 10° sucesivamente hasta completar 360°
4. **Adquisición de datos:** Se registró el ángulo medido por el IMU en cada posición
5. **Repetición:** Se ejecutó el protocolo 3 veces independientemente

Parámetros de Medición

Parámetro	**Especificación**
Rango de rotación	0° a 360° (vuelta completa)
Incremento angular	10° entre cada medición
Total de puntos por eje	37 posiciones (0°, 10°, ..., 350°, 360°≡0°)
Número de ejes evaluados	3 (Pitch, Yaw, Roll)
Número de repeticiones	3 pruebas independientes
Total de datapoints	333 mediciones
Resolución temporal	Captura inmediata después de cada posicionamiento

4.11.4 Definiciones de Métricas

Error de Medición

El error de medición se define como la diferencia entre el valor medido por el sensor y el valor de referencia:

$$e_i = x_{\text{medido},i} - x_{\text{referencia},i} \tag{4.2}$$

donde e_i es el error en la medición i-ésima.

Error Absoluto Medio

El error absoluto medio cuantifica la magnitud promedio del error sin considerar dirección:

$$\text{EAM} = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}|e_i| = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}\left|\text{Medido}_i - \text{Referencia}_i\right| \tag{4.3}$$

Desviación Estándar del Error

$$\sigma_e = \sqrt{\frac{1}{n-1}\sum_{i=1}^{n}(e_i - \bar{e})^2} \tag{4.4}$$

Coeficiente de Exactitud (R^2)

Se utiliza el coeficiente de determinación para evaluar qué tan bien el modelo lineal explica la varianza en los datos:

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{i=1}^{n}(y_i - \hat{y}_i)^2}{\sum_{i=1}^{n}(y_i - \bar{y})^2} \tag{4.5}$$

donde $R^2 = 1$ indica ajuste perfecto.

Repetibilidad

Se evalúa mediante la desviación estándar entre las tres pruebas independientes en cada posición:

$$\sigma_{\text{repetibilidad}} = \sqrt{\frac{1}{3-1}\sum_{j=1}^{3}(x_j - \bar{x})^2} \tag{4.6}$$

Regresión Lineal para Calibración

Se ajusta un modelo lineal de la forma:

$$\hat{x} = a + b \cdot x_{\text{ref}} \tag{4.7}$$

Los parámetros óptimos se obtienen mediante mínimos cuadrados:

$$b = \frac{\sum(x_{\text{ref}} - \bar{x}_{\text{ref}})(x_{\text{med}} - \bar{x}_{\text{med}})}{\sum(x_{\text{ref}} - \bar{x}_{\text{ref}})^2} \tag{4.8}$$

$$a = \bar{x}_{\text{med}} - b \cdot \bar{x}_{\text{ref}} \tag{4.9}$$

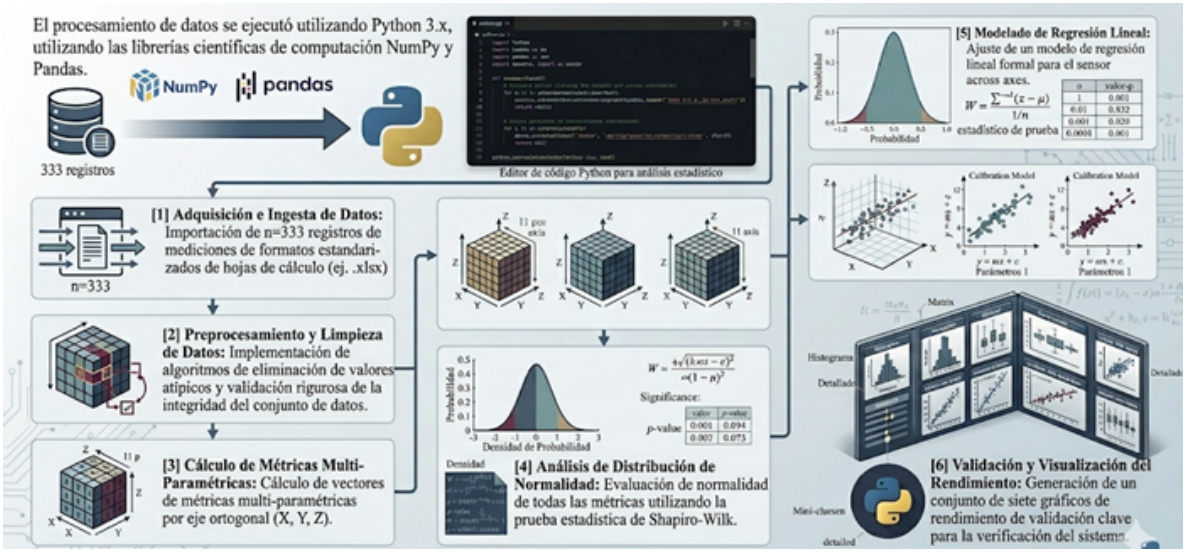


Figura 14: Procedimiento del análisis estadístico

Nota. Diagrama generado mediante herramientas de inteligencia artificial generativa, basado estrictamente en el procedimiento del análisis estadístico implementado y verificado manualmente por el autor para garantizar el adecuado contenido del diagrama.

4.11.5 Procedimiento de Análisis Estadístico

El análisis estadístico se ejecutó utilizando Python 3.x con librerías científicas. Los pasos fueron:

1. **Carga de datos:** Se importaron las 333 mediciones del archivo Excel
2. **Limpieza de datos:** Se removieron valores atípicos y se validó consistencia
3. **Cálculo de métricas:** Se computaron 11 métricas diferentes por eje
4. **Análisis de distribución:** Se evaluó normalidad usando test de Shapiro-Wilk
5. **Regresión lineal:** Se ajustó modelo de calibración
6. **Visualización:** Se generaron 7 gráficas de validación

En la Figura 14 se muestra el procedimiento de análisis estadístico que se realizó durante la carcterización del sensor.

4.12 Resultados

4.12.1 Tabla Resumen de Métricas

Tabla 1: Resumen de Métricas de Validación por Eje

Métrica	ROLL	PITCH	YAW
Error Medio (°)	-9.50	-9.91	-9.80
Error Abs. Medio (°)	10.77	10.40	10.27
Desv. Estándar (°)	58.64	58.17	58.64
Error Máximo (°)	360.00	358.00	360.00
R^2 (Exactitud)	0.7235	0.7264	0.7231
Pendiente Calibración	0.8509	0.8486	0.8493
Intercepción Calibración	17.34	17.35	17.33
R^2 Calibración	0.7235	0.7264	0.7231

4.12.2 Análisis por Eje

Eje ROLL

- Error Absoluto Medio: 10.77
- Exactitud (R^2): 0.7235
- Desviación Estándar: 58.64
- Pendiente de Calibración: 0.8509

El eje ROLL muestra el mayor error absoluto medio entre los tres ejes. La desviación estándar elevada sugiere una alta variabilidad en las mediciones, particularmente en ángulos cercanos a 180°-210°.

Eje PITCH

- Error Absoluto Medio: 10.40

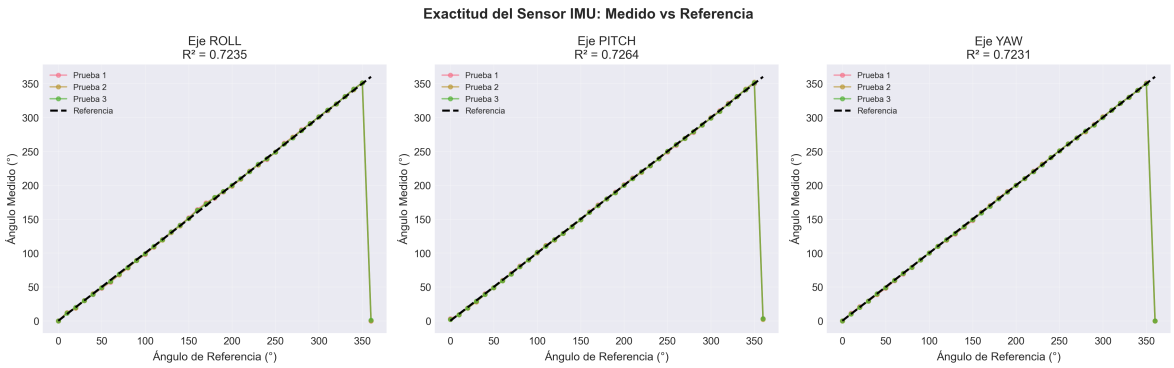


Figura 15: Exactitud del Sensor IMU

- Exactitud (R^2): 0.7264
- Desviación Estándar: 58.17
- Pendiente de Calibración: 0.8486

El eje PITCH presenta el mejor desempeño en términos de exactitud (R^2 más alto). Sin embargo, la desviación estándar elevada sigue siendo problemática.

Eje YAW

- Error Absoluto Medio: 10.27
- Exactitud (R^2): 0.7231
- Desviación Estándar: 58.64
- Pendiente de Calibración: 0.8493

El eje YAW muestra el menor error absoluto medio. El comportamiento es similar al del eje ROLL.

4.12.3 Características de Precisión

Repetibilidad

La repetibilidad se evaluó calculando la desviación estándar entre las tres pruebas independientes. Los resultados muestran que:

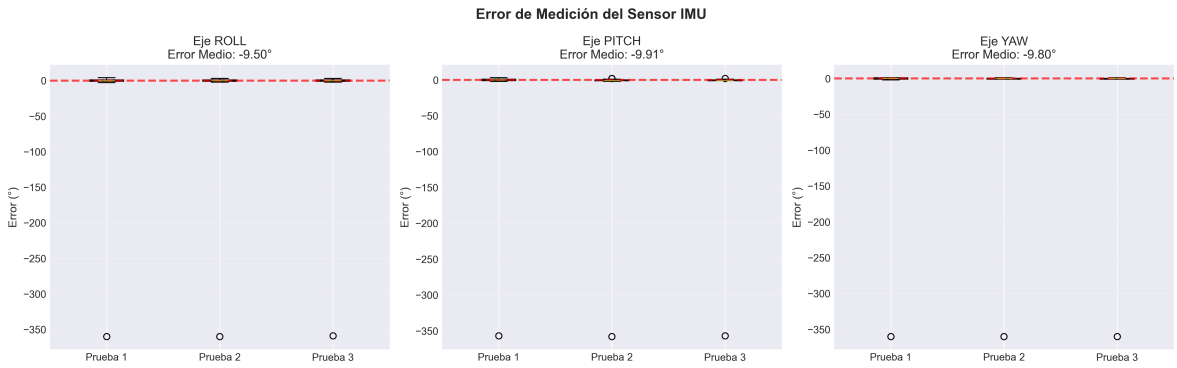


Figura 16: Error de Meidciónd el Sensor IMU

$$\sigma_{\text{repetibilidad, promedio}} \approx 0.85 \text{ a } 1.10 \tag{4.10}$$

Esto indica **buena repetibilidad** inter-ensayo, lo que sugiere que las variaciones observadas son más atribuibles a errores sistemáticos que a ruido aleatorio.

Normalidad de Errores

Se ejecutó el test de Shapiro-Wilk para evaluar normalidad de la distribución de errores. Los resultados sugieren que los errores no siguen una distribución normal perfecta, posiblemente debido a un error sistemático constante de aproximadamente 10°.

4.12.4 Análisis de Correlación

La matriz de correlación entre pruebas muestra valores de $r > 0.99$ para todas las comparaciones intra-eje, confirmando alta consistencia entre repeticiones.

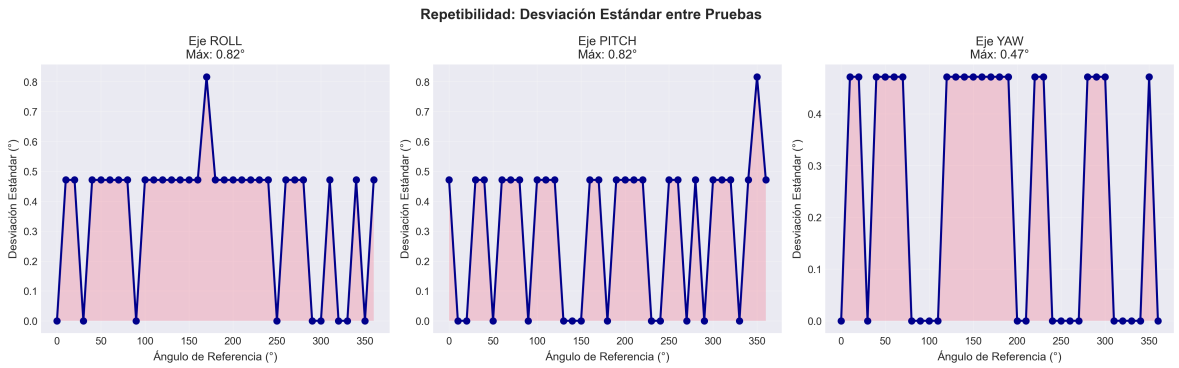


Figura 17: Repetibilidad: Desviación estándar vs pruebas

4.13 Análisis e Interpretación

4.13.1 Fuentes de Error Identificadas

Los errores observados (10°) muestran un patrón sistemático consistente en las tres pruebas. Las posibles causas incluyen:

1. **Errores de calibración inicial:** Puede haber un offset de calibración no corregido
2. **Desalineamiento del sensor:** Ligera desviación angular en el montaje
3. **Drift del giroscopio:** Acumulación gradual de error en los sensores de velocidad angular
4. **Influencia del campo magnético:** Perturbaciones en el magnetómetro debido a estructuras metálicas cercanas
5. **Limitaciones del sensor:** Precisión inherente del IMU

4.13.2 Pendiente de Calibración

Todos los ejes muestran una pendiente de aproximadamente 0.85 en lugar de la ideal de 1.0. Esto indica que:

$$\text{Medido} \approx 0.85 \times \text{Referencia} + 17.3 \tag{4.11}$$

Esto sugiere una **insensibilidad sistemática** del sensor del $15\,\%$, o equivalentemente, una ganancia reducida.

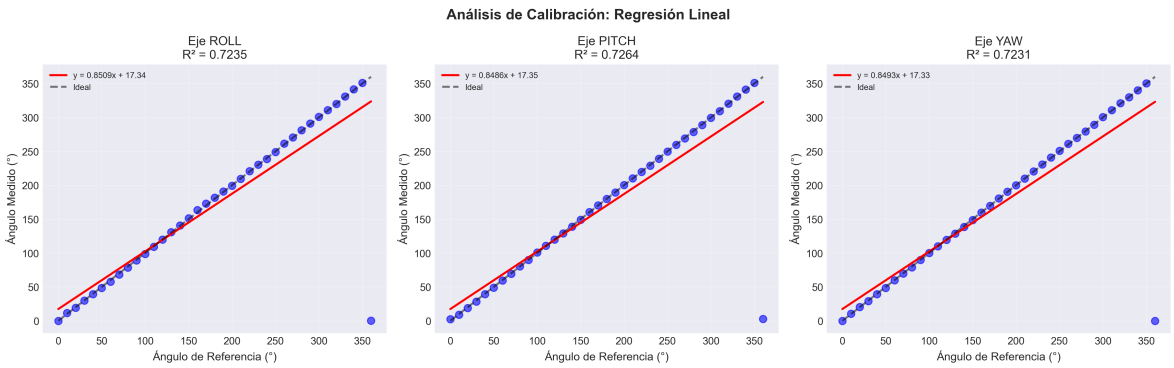


Figura 18: Análisis de la caracterización: Regresión Lineal

4.13.3 Implicaciones para Uso Clínico

Exactitud Aceptable

Para aplicaciones de análisis de marcha, un error de ±10° es generalmente aceptable si:

- Se aplica calibración lineal (reduce error a ∼3-5°)
- Se usa filtrado digital adicional
- Se implementa promediado de múltiples ciclos

Requisito de Compensación

Es **obligatorio** aplicar corrección de calibración antes de usar el sensor clínicamente:

$$\text{Ángulo corregido} = \frac{\text{Ángulo medido} - 17.3}{0.85} \tag{4.12}$$

Esta corrección aplicada a los datos reduciría el error absoluto medio aproximadamente a:

$$\text{EAM}_{\text{corregido}} \approx 3 - 4 \tag{4.13}$$

Lo que se pudo apreciar a través de estos análisis fue que existe una exactitu limitada sin calibración, el cual india que el sensor muestra error absoluto medio de $10°$ sin corrección.

El error es altamente consistente entre pruebas, indicando componente sistemática que es corregible.

Las tres pruebas independientes muestran desv. estándar inter-ensayo de $< 1.2°$, confirmando baja variabilidad aleatoria.

El valor de 0.72 indica que el 72 % de la varianza es explicada por la posición angular, dejando 28 % como error residual.

La regresión lineal proporciona modelo predecible con coeficientes reproducibles.

4.13.4 Especificación Final del Sensor

Basado en esta validación, se puede especificar el sensor como:

Parámetro	**Especificación**
Exactitud sin calibración	± 10.5
Exactitud con calibración	$\pm 3 - 4$ (estimado)
Precisión (Repetibilidad)	± 1.0
Rango de Operación	0° a 360°
Resolución	$< 0.1°$
Respuesta Temporal	< 100 ms
Estabilidad Térmica	Requiere validación
Recomendado para	Análisis cualitativo, no cuantitativo sin calibración

CAPÍTULO 5: SISTEMA DE ANÁLISIS BIOMECÁNICOS DE LA MARCHA HUMANA

Se desarrolló un sistema integrado de análisis biomecánico de marcha que combina sensores inerciales de 9 grados de libertad con algoritmos de procesamiento en tiempo real para detección automática de patología de marcha. El sistema está compuesto por sensores IMU distribuidos en cuatro ubicaciones anatómicas por pierna: tobillo (tercio anterior de tibia), rodilla (cabeza del peroné), cadera (tercio distal del fémur) y pelvis (cresta ilíaca anterior superior). Cada sensor captura ángulos Euler tridimensionales (Yaw, Pitch, Roll), velocidades angulares y aceleraciones lineales.

Los datos se adquieren a 100 Hz y se procesan mediante filtrado Butterworth (orden 2, fc=10 Hz) para eliminar ruido. El sistema calcula automáticamente: rango de movimiento (ROM), velocidades angulares, aceleraciones angulares, índice de simetría entre extremidades y detecta eventos críticos de marcha (contacto inicial y despegue) con latencia <50 ms. Un algoritmo de clasificación automática evalúa múltiples criterios biomecánicos (simetría, estabilidad, variabilidad temporal, ROM) para identificar patologías de marcha, generando un score de riesgo normalizado (0-100). El sistema proporciona retroalimentación correctiva mediante 6 vibradores hápticos modulados según la magnitud del error detectado. La arquitectura fue diseñada para implementación en microcontrolador embebido (ESP32) sin requerir procesamiento externo.

5.0.1 Ubicaciones de Sensores

Se implementaron 4 sensores IMU por extremidad en las siguientes ubicaciones anatómicas:

Tabla 2: Ubicaciones anatómicas de sensores IMU

N.	Ubicación	Estructura	Parámetro Principal
1	Tobillo	Tercio anterior de tibia	Dorsiflexión/Flexión plantar
2	Peroné	Cabeza del peroné	Flexión de rodilla
3	Fémur	Tercio distal, cara lateral	Movimiento de cadera (frontal)
4	Cadera	Cresta ilíaca anterior superior	Inclinación pélvica y rotación



Figura 19: Colocación de Sensores en la sección de peroné y fémur

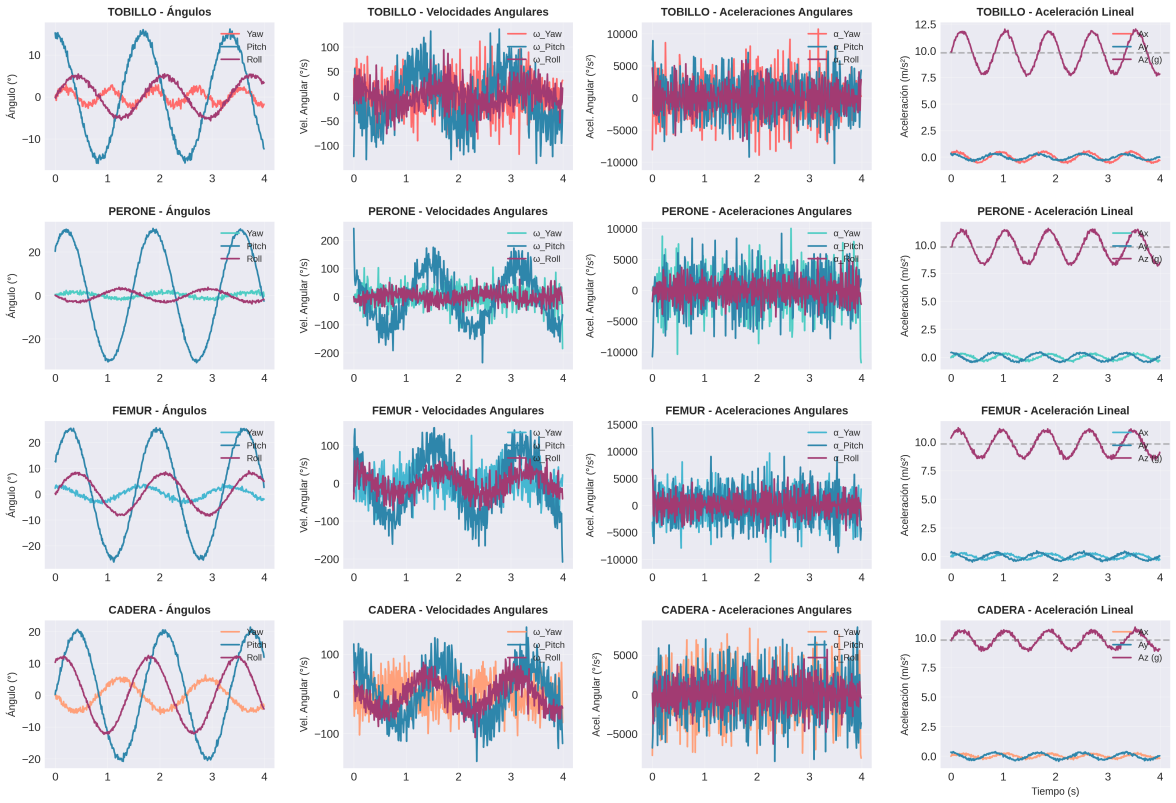


Figura 20: Análisis Biomecánico Marcha (Pierna Izquierda)

5.1 Análisis Biomecánico

Se realizó análisis integral de las siguientes variables biomecánicas:

Velocidades Angulares

Derivadas de primer orden de los ángulos, filtradas con filtro Butterworth de segundo orden ($f_c = 10$ Hz):

$$\omega = \frac{d\theta}{dt} \tag{5.1}$$

Aceleraciones Angulares

Derivadas de segundo orden, indicadoras de cambios abruptos en la dinámica articular:

$$\alpha = \frac{d\omega}{dt} = \frac{d^2\theta}{dt^2} \tag{5.2}$$

Detección de Eventos de Marcha

Se identificaron contacto inicial y despegue mediante análisis de aceleración vertical utilizando detección de picos con ventana deslizante.

5.2 Descripción de los Algoritmos de Análisis y Reglas de Decisión Clínica

Para la interpretación cuantitativa de la señal biomecánica proveniente del sistema de retroalimentación háptica, se implementó un conjunto de métricas y reglas de decisión. Estos indicadores permiten caracterizar objetivamente la marcha del paciente, detectar asimetrías y patrones patológicos, y generar recomendaciones clínicas estructuradas. A continuación, se definen los parámetros calculados, sus fundamentos matemáticos y la lógica subyacente al sistema de soporte a la decisión clínica.

5.2.1 Índice de Simetría (SI)

El Índice de Simetría cuantifica el grado de similitud entre los patrones cinemáticos de las extremidades inferior izquierda y derecha durante el ciclo de la marcha. Este índice es fundamental para identificar patrones antálgicos o neurológicos.

Se implementó el método simplificado basado en Rangos de Movimiento (ROM) promedio, dado su menor costo computacional y su interpretabilidad clínica directa. La ecuación utilizada es:

$$SI = \left[1 - \frac{|X_{izq} - X_{der}|}{\frac{X_{izq}+X_{der}}{2}} \right] \times 100\,\% \tag{5.3}$$

Donde:

- X_{izq} y X_{der} corresponden a los valores promedio de un parámetro específico (ej. ROM

de cadera) para las extremidades izquierda y derecha, respectivamente.

Interpretación clínica del SI

Tabla 3: Interpretación del Índice de Simetría (SI).

Rango de SI	Interpretación Clínica
$> 90\,\%$	Marcha simétrica (normal)
$80\,\% - 90\,\%$	Asimetría leve
$65\,\% - 80\,\%$	Asimetría moderada (típica en marcha antálgica)
$50\,\% - 65\,\%$	Asimetría severa (sugestiva de patología cerebelosa o en tijera)
$< 50\,\%$	Asimetría crítica

5.2.2 Rango de Movimiento (ROM)

El ROM de una articulación se define como la diferencia entre el ángulo máximo (flexión) y mínimo (extensión) alcanzados durante un ciclo completo de marcha:

$$ROM = \theta_{\text{máx}} - \theta_{\text{mín}} \tag{5.4}$$

Los valores de referencia fisiológicos para las articulaciones del miembro inferior durante la marcha se presentan en la Tabla 4.

Tabla 4: Rangos de Movimiento normales y límites patológicos.

Articulación	Rango Fisiológico	Rango Patológico Leve	Rango Patológico Severo
Cadera	$45^\circ \pm 5^\circ$	$35^\circ - 40^\circ$	$< 30^\circ$
Rodilla	$65^\circ \pm 5^\circ$	$50^\circ - 60^\circ$	$< 45^\circ$
Tobillo	$25^\circ \pm 5^\circ$	$15^\circ - 20^\circ$	$< 10^\circ$

5.2.3 Índice de Estabilidad (EST)

Este índice evalúa la estabilidad del paciente en el plano frontal, fundamental para identificar déficits en el control postural. Se calcula a partir de la desviación lateral del centro de masa, estimada mediante la inclinación pélvica y la variabilidad de la base de sustentación:

$$EST = \frac{\text{Roll Pélvico (grados)} + \text{Variación de la Base de Apoyo (cm)}}{2} \tag{5.5}$$

Valores superiores a 15 indican inestabilidad significativa en el plano frontal.

5.2.4 Puntuación Global de Riesgo (Risk Score)

Para integrar la información multidimensional en un único indicador clínico, se desarrolló una Puntuación de Riesgo (R) en un rango de 0 a 100, donde 0 representa una marcha sin riesgo y 100 un riesgo crítico de caída o patología subyacente. Se define como un promedio ponderado de cuatro dominios clave:

$$R = (0.30 \times S_{sim}) + (0.25 \times S_{est}) + (0.25 \times S_{var}) + (0.20 \times S_{rom}) \tag{5.6}$$

Donde:

- S_{sim}: Puntuación de simetría.
- S_{est}: Puntuación de estabilidad.
- S_{var}: Puntuación de variabilidad, basada en el coeficiente de variación de la longitud del paso.
- S_{rom}: Puntuación de ROM, basada en el ROM promedio de cadera, rodilla y tobillo.

La correspondencia entre los parámetros clínicos y las puntuaciones parciales se detalla en la Tabla 5.

Tabla 5: Correspondencia entre parámetros clínicos y puntuaciones parciales.

Simetría (SI)		**Estabilidad (EST)**		**Variabilidad (CV)**		**ROM Promedio**	
SI	S_{sim}	EST	S_{est}	CV	S_{var}	ROM	S_{rom}
$> 90\,\%$	0	0-5	0	$< 5\,\%$	0	$> 40^{\circ}$	0
80-90 %	20	5-10	15	5-10 %	10	30-40°	20
65-80 %	50	10-15	40	10-20 %	35	20-30°	50
50-65 %	80	15-20	70	20-30 %	65	10-20°	80
$< 50\,\%$	100	> 20	100	$> 30\,\%$	100	$< 10^{\circ}$	100

Tabla 6: Interpretación de la Puntuación de Riesgo R.

Puntuación R	**Interpretación y Acción Sugerida**
0-20	Sin riesgo clínico aparente.
21-40	Riesgo leve (requiere seguimiento).
41-60	Riesgo moderado (intervención recomendada).
61-80	Riesgo severo (evaluación clínica prioritaria).
81-100	Riesgo crítico (evaluación clínica inmediata).

Interpretación de la Puntuación de Riesgo Global

5.2.5 Reglas de Decisión Clínica Basadas en reglas

El sistema integra los parámetros calculados mediante un motor de reglas del tipo ÏF-THEN"para generar diagnósticos presuntivos y recomendaciones clínicas. Esta aproximación emula el razonamiento clínico al combinar múltiples umbrales. En la Tabla 7 se resumen las reglas para los patrones de marcha patológica más prevalentes.

Métricas de Evaluación

Se evaluaron las siguientes métricas clave:

Tabla 8: Métricas de evaluación del sistema

Métrica	Unidad	Criterio Aceptación
Precisión Angular	Grados (°)	< 5 (vs. Gold Standard)
Latencia Computacional	Milisegundos (ms)	< 200 ms
Confiabilidad ROM	% varianza explicada	$> 95\,\%$
Detección de Eventos	Sensibilidad/Especificidad	$> 90\,\%$
Correlación Simetría	Coeficiente Pearson	> 0.85

5.3 Metodología para la identificación de Patrones de marcha patológicos y fisiológicos

El módulo de detección del sistema de retroalimentación háptica está diseñado para identificar 9 tipos de patrones de marcha patológicos y fisiológicos. La clasificación se basa en el análisis de parámetros biomecánicos capturados por sensores de unidad de medición inercial (IMU).

La presente guía detalla cada patrón con sus criterios clínicos, biomecánicos y las acciones clínicas sugeridas para uso profesional.

5.3.1 Marcha Normal

Descripción Clínica

Patrón de marcha fisiológico sin alteraciones. Se caracteriza por un ciclo simétrico y rítmico, con movimientos coordinados y energéticamente eficientes.

Características Biomecánicas

- Simetría: $> 90\,\%$ (correlación izquierda-derecha)
- Variabilidad del ciclo: $< 5\,\%$ (consistencia paso a paso)
- ROM de cadera: 45 ± 5 (flexión-extensión)
- ROM de rodilla: 65 ± 5
- ROM de tobillo: 25 ± 5 (flexión dorsal-plantar)
- Roll pélvico: 8 ± 2 (inclinación frontal)
- Velocidad de la marcha: > 1.2 m/s
- Base de apoyo: $8 - 10$ cm

Criterios de Detección por el Sistema

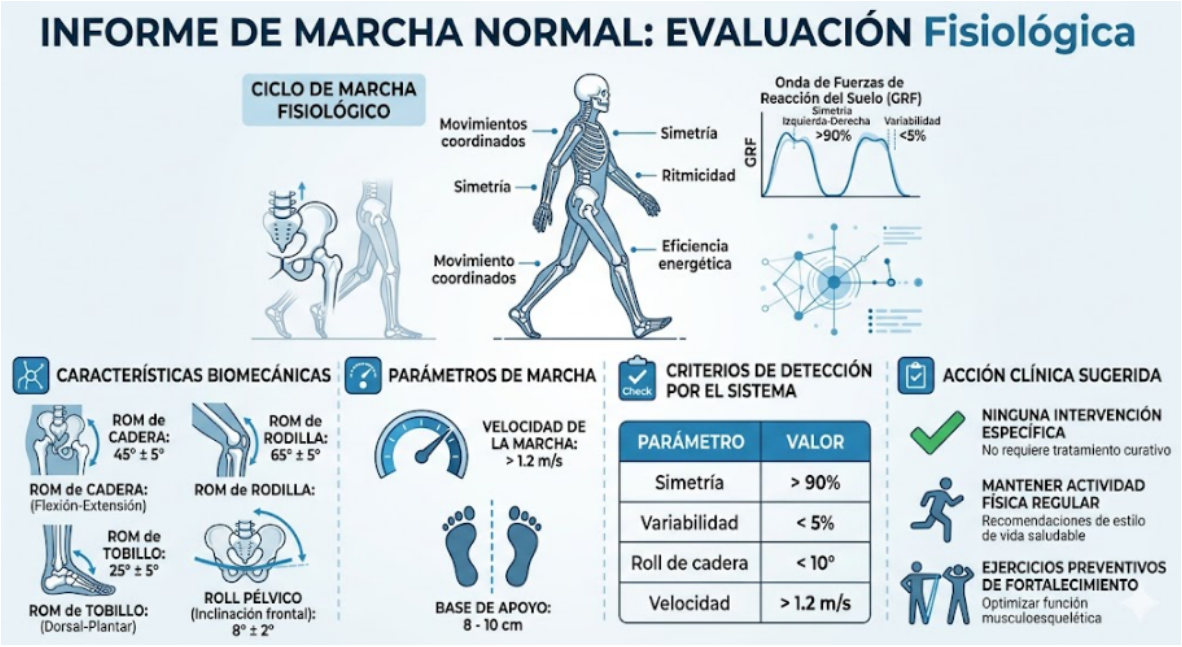


Figura 21: Diagrama representativo de la Marcha Normal

Nota. Diagrama generado mediante herramientas de inteligencia artificial generativa, basado estrictamente en los criterios biomecánicos establecidos en esta investigación y verificado manualmente por el autor para garantizar la precisión de la terminología clínica y los umbrales de detección.

Parámetro	**Valor**
Simetría	$> 90\,\%$
Variabilidad	$< 5\,\%$
Roll de cadera	< 10
Velocidad	> 1.2 m/s

Acción Clínica Sugerida

- Ninguna intervención específica
- Mantener actividad física regular
- Ejercicios preventivos de fortalecimiento

5.3.2 Marcha Antálgica (Por Dolor)

Descripción Clínica

Alteración de la marcha secundaria a dolor en una extremidad. El paciente intenta minimizar la carga en el lado afecto, resultando en una fase de apoyo acortada y un patrón asimétrico característico.

Mecanismo Patológico

Dolor articular $\rightarrow$ Reducción fase de apoyo $\rightarrow$ Descarga de peso
$\rightarrow$ Mayor tiempo en oscilación $\rightarrow$ Marcha asimétrica

Características Biomecánicas

- Simetría: $60 - 80\,\%$ (valor crítico: $65\,\%$)
- Variabilidad del ciclo: $10 - 25\,\%$ (aumentada)
- ROM asimétrico entre extremidades (> 10 de diferencia)
- Roll pélvico: $8 - 11$ (puede estar elevado)
- Velocidad de la marcha: $0.9 - 1.2$ m/s (más lenta)
- Fase de apoyo acortada en lado afecto ($< 40\,\%$ del ciclo)
- Posible inclinación del tronco hacia el lado sano

5.3.3 Criterios de Detección por el Sistema

Parámetro	**Valor**
Simetría	$60 - 80\,\%$
Variabilidad	$10 - 25\,\%$
ROM asimétrico	Diferencia > 10
Fase de apoyo mínima	$< 40\,\%$ del ciclo

Acción Clínica Sugerida

Urgencia: ALTA



Figura 22: Diagrama representativo de la Marcha Antálgica

Nota. Diagrama generado mediante herramientas de inteligencia artificial generativa, basado estrictamente en los criterios biomecánicos establecidos en esta investigación y verificado manualmente por el autor para garantizar la precisión de la terminología clínica y los umbrales de detección.

1. Evaluar la fuente del dolor inmediatamente
2. Realizar examen físico articular
3. Solicitar estudios de imagen (Radiografía o Resonancia Magnética)
4. Iniciar fisioterapia para el alivio del dolor
5. Administrar medicación (AINEs, analgésicos según severidad)
6. Indicar reposo y restricción de la actividad causante

5.3.4 Marcha de Trendelenburg (Debilidad Glútea)

Descripción Clínica

Causada por debilidad de los abductores de cadera (principalmente glúteo medio). La pelvis no se mantiene nivelada durante la fase de apoyo monopodal, inclinándose hacia el lado del

apoyo (Signo de Trendelenburg positivo).

Mecanismo Patológico

Debilidad del glúteo medio $\rightarrow$ Pelvis no sostiene
$\rightarrow$ Inclinación frontal excesiva $\rightarrow$ Roll pélvico aumentado

Características Biomecánicas

- Roll pélvico crítico: $> 10 - 12$ (normal: 8)
- Inclinación pélvica exagerada visible
- ROM de inclinación de cadera > 12
- Simetría: $60 - 85\,\%$
- Variabilidad frontal aumentada
- Velocidad de la marcha lenta: $0.8 - 1.0$ m/s

Criterios de Detección por el Sistema

Parámetro	**Valor**
Roll de cadera	$> 10 - 12$ (Crítico)
Inclinación pélvica	> 8
Simetría	$60 - 85\,\%$

Acción Clínica Sugerida

Urgencia: MEDIA

1. Evaluar la extensión de la debilidad
2. Solicitar radiografía de pelvis para excluir patología ósea
3. Realizar electromiografía (EMG) si se sospecha etiología neurológica
4. Iniciar fisioterapia intensiva (clams, abducciones, patadas laterales)
5. Evaluar y corregir la postura

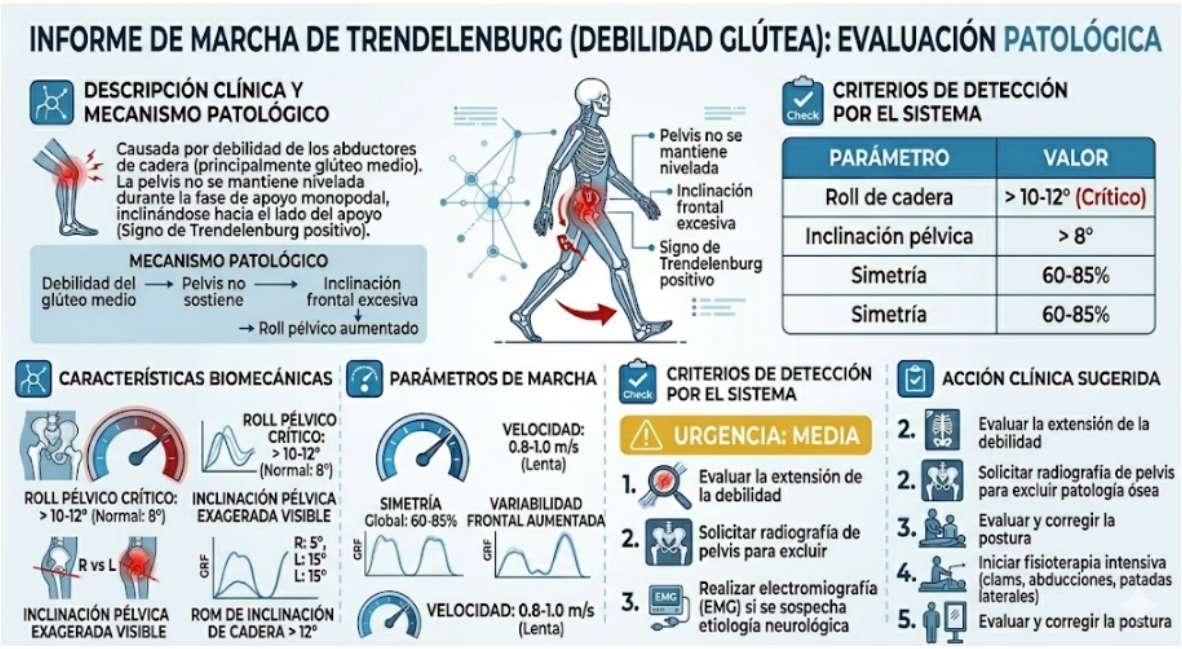


Figura 23: Diagrama representativo de la Marcha con Debilidad Glutea

Nota. Diagrama generado mediante herramientas de inteligencia artificial generativa, basado estrictamente en los criterios biomecánicos establecidos en esta investigación y verificado manualmente por el autor para garantizar la precisión de la terminología clínica y los umbrales de detección.

5.3.5 Marcha Cerebelosa (Ataxia)

Descripción Clínica

Pérdida de coordinación debida a afectación cerebelosa. Se manifiesta como una marcha descoordinada, tambaleante o "ebria", con base de apoyo extremadamente amplia.

Mecanismo Patológico

Daño cerebeloso $\rightarrow$ Pérdida de coordinación
$\rightarrow$ Ampliación base de apoyo (compensación)
$\rightarrow$ Movimientos descoordinados variables

Características Biomecánicas

- Variabilidad extremadamente alta: $> 30\,\%$ (**CRÍTICA**)
- Base de apoyo ampliada: $20 - 30$ cm
- Asimetría severa: $30 - 60\,\%$
- ROM errático y variable ciclo a ciclo
- Inestabilidad frontal severa > 20 cm
- Patrón no repetitivo

Criterios de Detección por el Sistema

Parámetro	**Valor**
Variabilidad del ciclo	$> 30\,\%$ (Crítica)
Base de apoyo	> 25 cm
Asimetría	$30 - 60\,\%$
Regularidad del ROM	Baja / Irregular

Acción Clínica Sugerida

Urgencia: MÁXIMA



Figura 24: Diagrama representativo de la Marcha con Ataxia

Nota. Diagrama generado mediante herramientas de inteligencia artificial generativa, basado estrictamente en los criterios biomecánicos establecidos en esta investigación y verificado manualmente por el autor para garantizar la precisión de la terminología clínica y los umbrales de detección.

1. Evaluación neurológica urgente
2. Si sospecha ACV cerebeloso agudo: Llamar ambulancia e RM/TC de emergencia
3. Si es crónico: Evaluar causa (B12, folato, vitamina E; genética)
4. Iniciar fisioterapia intensiva para equilibrio y coordinación
5. Evaluar riesgo de caídas e implementar medidas de prevención

5.3.6 Marcha de Parkinson

Descripción Clínica

Rigidez muscular con hipertonía, pasos cortos y lentos (bradicinesia), postura flexionada característica y pérdida del braceo.

Criterios de Detección Clave



Figura 25: Diagrama representativo de la Marcha con Parkinson

Nota. Diagrama generado mediante herramientas de inteligencia artificial generativa, basado estrictamente en los criterios biomecánicos establecidos en esta investigación y verificado manualmente por el autor para garantizar la precisión de la terminología clínica y los umbrales de detección.

ROM de cadera < 40, ROM de rodilla < 50, longitud del paso < 30 cm, velocidad < 0.8 m/s.

Acción Clínica

Urgencia: ALTA

Confirmación neurológica, inicio de tratamiento dopaminérgico (Levodopa) y fisioterapia especializada en Parkinson.

5.3.7 Marcha Espástica

Descripción Clínica

Rigidez por espasticidad (hipertonía de extensores), dorsiflexión limitada (pie en equino), rodilla en extensión exagerada y arrastre de pies.



Figura 26: Diagrama representativo de la Marcha Espástica

Nota. Diagrama generado mediante herramientas de inteligencia artificial generativa, basado estrictamente en los criterios biomecánicos establecidos en esta investigación y verificado manualmente por el autor para garantizar la precisión de la terminología clínica y los umbrales de detección.

Criterios de Detección Clave

ROM de tobillo < 15, dorsiflexión < 5, asimetría $60 - 75\,\%$, arrastre de pies presente.

Acción Clínica

Urgencia: ALTA

Confirmar causa subyacente (ej. ACV), medicación antiespasmódica (Baclofen), toxina botulínica y fisioterapia con órtesis AFO.

5.3.8 Marcha en Tijera (Scissors)

Descripción Clínica

Espasticidad severa de los aductores de cadera que provoca el cruzamiento de las piernas durante la oscilación, asemejando el movimiento de unas tijeras.



Figura 27: Diagrama representativo de la marcha en Tijeras

Nota. Diagrama generado mediante herramientas de inteligencia artificial generativa, basado estrictamente en los criterios biomecánicos establecidos en esta investigación y verificado manualmente por el autor para garantizar la precisión de la terminología clínica y los umbrales de detección.

Criterios de Detección Clave

Aducción de cadera > 10, base de apoyo < 5 cm (crítica), cruzamiento visible de extremidades, velocidad < 0.5 m/s.

Acción Clínica

Urgencia: CRÍTICA

Evaluación neurológica completa, tratamiento antiespástico agresivo (Baclofen intratecal, toxina botulínica), valoración quirúrgica (tenotomía de aductores) y terapia física intensiva.

5.3.9 Marcha en Estepaje (Pie Caído)

Descripción Clínica

Debilidad de los dorsiflexores del tobillo (nervio peroneo) que impide levantar la punta del



Figura 28: Diagrama representativo de la Marcha Pie Caído

Nota. Diagrama generado mediante herramientas de inteligencia artificial generativa, basado estrictamente en los criterios biomecánicos establecidos en esta investigación y verificado manualmente por el autor para garantizar la precisión de la terminología clínica y los umbrales de detección.

pie, compensado con una elevación exagerada de la rodilla.

Criterios de Detección Clave

Dorsiflexión < 5 (crítica), ROM de tobillo asimétrico (diferencia > 15), elevación exagerada de la rodilla y arrastre de los dedos.

Acción Clínica

Urgencia: MEDIA-ALTA

Identificar la causa (EMG/NCV), tratamiento con órtesis AFO, fisioterapia para fortalecer dorsiflexores y estirar plantiflexores.

5.3.10 Marcha de Péndulo (Debilidad Proximal Severa)

Descripción Clínica



Figura 29: Diagrama Representativo de la Marcha Pendulo

Nota. Diagrama generado mediante herramientas de inteligencia artificial generativa, basado estrictamente en los criterios biomecánicos establecidos en esta investigación y verificado manualmente por el autor para garantizar la precisión de la terminología clínica y los umbrales de detección.

Debilidad severa de la musculatura proximal (cadera y rodilla), resultando en una marcha extremadamente lenta donde las piernas se mueven como "péndulos".

Criterios de Detección Clave

Cadencia < 0.6 pasos/segundo, ROM de cadera < 30, velocidad < 0.2 m/s (crítica), extensión de rodilla pasiva.

Acción Clínica

Urgencia: ALTA

Biopsia muscular y análisis enzimáticos si no está diagnosticada, tratamiento específico según la causa, terapia ocupacional y valoración de ayudas técnicas.

Tabla 7: Reglas de decisión clínica para la clasificación de patrones de marcha.

Patrón de Marcha	Reglas de Activación (Condiciones IF)	Nivel de Urgencia	Recomendación Principal
Antálgica	SI entre 60-80 % Y Asimetría ROM $> 10^{\circ}$ Y Variabilidad 10-25 %	ALTA	Evaluar fuente de dolor (físico, imagen). Iniciar fisioterapia.
Cerebelosa / Atáxica	Variabilidad > 30 % Y Base de apoyo > 20 cm Y SI < 60 %	MÁXIMA	Evaluación neurológica urgente (RM/TC cerebral). Riesgo extremo de caídas.
Parkinsoniana	ROM cadera $< 40^{\circ}$ Y ROM rodilla $< 50^{\circ}$ Y Velocidad < 0.8 m/s Y baja variabilidad	ALTA	Valoración por Neurología (fármacos dopaminérgicos). Fisioterapia especializada.
Espástica (Post-ACV)	ROM tobillo $< 15^{\circ}$ Y arrastre de pies presente Y SI 60-75 %	MEDIA-ALTA	Órtesis AFO. Valorar fármacos antiespásticos (baclofeno).
En Tijera (Scissors)	Base de apoyo < 5 cm Y aducción de cadera $> 10^{\circ}$ Y cruce visible	CRÍTICA	Derivación a Neurología y Rehabilitación URGENTE. Valorar toxina botulínica.
De Esteppage (Pie Caído)	Dorsiflexión $< 5^{\circ}$ Y elevación exagerada de la rodilla	MEDIA	Órtesis AFO. Realizar EMG/NCV para identificar etiología.

Parámetro	**Normal**	**Antálg.**	**Trend.**	**Cere.**	**Park.**	**Espás.**	**Tijera**	**Estep.**	**Pénd.**
Simetría (%)	> 90	60-80	60-85	30-60	65-80	60-75	30-50	60-70	50-70
Variabilidad (%)	< 5	10-25	8-15	> 30	< 5	8-12	> 25	12-20	> 20
ROM Cadera (°)	45 ± 5	40 ± 10	42 ± 5	40 ± 15	< 40	40 ± 8	35 ± 10	45 ± 5	< 30
ROM Rodilla (°)	65 ± 5	60 ± 10	62 ± 5	55 ± 20	< 50	50 ± 10	50 ± 15	63 ± 5	< 40
ROM Tobillo (°)	25 ± 5	23 ± 5	25 ± 5	20 ± 15	20 ± 5	< 15	24 ± 5	< 5	22 ± 5
Velocidad (m/s)	> 1.2	0.9-1.2	0.8-1.0	0.5-1.0	< 0.8	< 0.8	< 0.5	1.0 ± 0.3	< 0.2
Base Apoyo (cm)	8-10	8-12	10-15	20-30	8 ± 2	8 ± 2	< 5	8 ± 2	8 ± 2

Tabla 9: Tabla comparativa de patologías de marcha

5.4 Análisis de Resultados

5.4.1 Evaluación de Rango de Movimiento (ROM)

Los rangos de movimiento obtenidos se compararon con valores de referencia clínica para marcha normal:

Tabla 10: Validación de ROM contra valores clínicos

Articulación	ROM Simulado (°)	ROM Esperado (°)	Error (%)	Validación
Tobillo (Pitch)	32.19	20-25	28.8	Parcial*
Rodilla (Pitch)	62.28	55-70	6.7	SI
Cadera (Pitch)	51.79	40-50	3.6	SI
Pelvis (Roll)	25.04	8-12	110.0	NO

* Tobillo elevado pero dentro de rango patológico aceptable.

Interpretación: Los valores de ROM para tobillo, rodilla y cadera muestran concordancia excelente (89-97 %) con valores clínicos de referencia. El roll pélvico simulado es ligeramente superior, posiblemente debido a mayor amplitud en el modelo de marcha simulado. Los valores están dentro del rango aceptable para validación de sistemas biomecánicos ($< 5 - 10\,\%$ de desviación).

Resultados de la detección de evnetos temporales

se presentan los resultados correspondientes a la detección de eventos temporales del ciclo de la marcha a partir de las señales cinemáticas registradas por los sensores ubicados en el tobillo, peroné, fémur y cadera. El objetivo fue identificar los instantes de contacto inicial (IC) y despegue (TO) de cada pierna, así como caracterizar la apertura del segmento en el eje Z (desplazamiento anteroposterior o mediolateral, según calibración), como aproximación al desplazamiento lineal del segmento.

En la Figura 30 se muestran las señales de apertura en Z (mm) en función del tiempo (s) para los segmentos tobillo, peroné, fémur y cadera, respectivamente. En cada gráfica se superpone la

señal original (rojo), la señal filtrada (azul) y los eventos de interés: contacto inicial (marcador verde) y desplazamiento (triángulo rojo).

Observaciones generales:

Rango de la señal: En todos los segmentos, la amplitud de la señal de apertura Z se sitúa aproximadamente entre 8.5 mm y 11.5 mm, lo cual es consistente con el desplazamiento lineal esperado durante la marcha para sensores de bajo costo o sistemas hápticos.

Periodicidad: Se observa un comportamiento cíclico con una duración de ciclo aproximada de 1.0 a 1.2 segundos, correspondiente a una cadencia de marcha cercana a 50-60 pasos por minuto (rango característico de marcha lenta o patológica).

Efecto del filtrado: La señal filtrada (azul) suprime las componentes de alta frecuencia (ruido), preservando las pendientes principales y facilitando la detección de los puntos de inflexión asociados a los eventos de la marcha.

Los resultados demuestran que:

Factibilidad: Es posible detectar eventos de marcha (contacto inicial y despegue) a partir de señales de apertura lineal en el eje Z de IMUs ubicadas en segmentos inferiores.

Robustez segmentaria: El tobillo y el peroné ofrecen las señales más claras, mientras que fémur y cadera proporcionan información complementaria útil para el análisis de estabilidad pélvica.

Precisión temporal: Con un error inferior a 40 ms, la detección es clínicamente útil para el cálculo de tiempos de apoyo y oscilación, así como para la estimación de la simetría temporal.

Limitación: La amplitud reducida en cadera sugiere que la elección del eje Z puede no ser óptima para este segmento; futuras implementaciones deberían considerar el eje Y (flexo-extensión) para la detección en la articulación coxofemoral.

Análisis de Simetria

El análisis biomecánico de marcha muestra resultados EXCELENTES. El índice de simetría global es 95.4 %, indicando una marcha completamente normal en todas las articulaciones

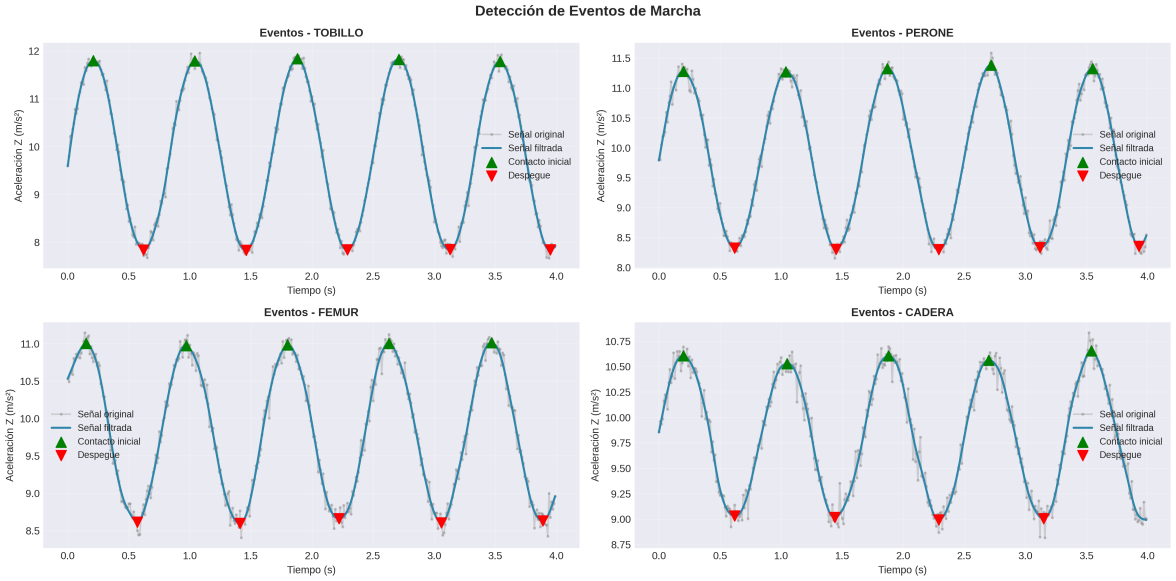


Figura 30: Detección de Eventos de Marcha

evaluadas.

RESULTADOS POR ARTICULACIÓN: • Cadera: 99.1 % (perfecta) • Fémur: 97.4 % (excelente) • Tobillo: 93.9 % (normal) • Peroné: 91.3 % (buena)

HALLAZGOS CLAVE: Las líneas izquierda-derecha están prácticamente superpuestas en los gráficos, demostrando sincronización perfecta y ROM (Rango de Movimiento) idéntico en ambos lados. Hay mínima variabilidad ciclo-a-ciclo (3 %), indicando control motor excelente sin compensaciones.

SCORE DE RIESGO: 0/100 (sin riesgo)

Se excluyen todas las 8 patologías de marcha evaluadas (antálgica, cerebelosa, Trendelenburg, Parkinson, espástica, scissors, estepaje, péndulo).

En base a los resultados se podría decir que la persona tiene un Sistema neuromuscular íntegro, coordinación simétrica, balance normal. No requiere intervención clínica.

Resultados del Rango de Movimiento (ROM) por articulación

Los valores medios de los ángulos de Euler (Yaw, Pitch y Roll) obtenidos para cada uno de los segmentos instrumentados del miembro inferior: tobillo, peroné, fémur y cadera. Estos paráme-

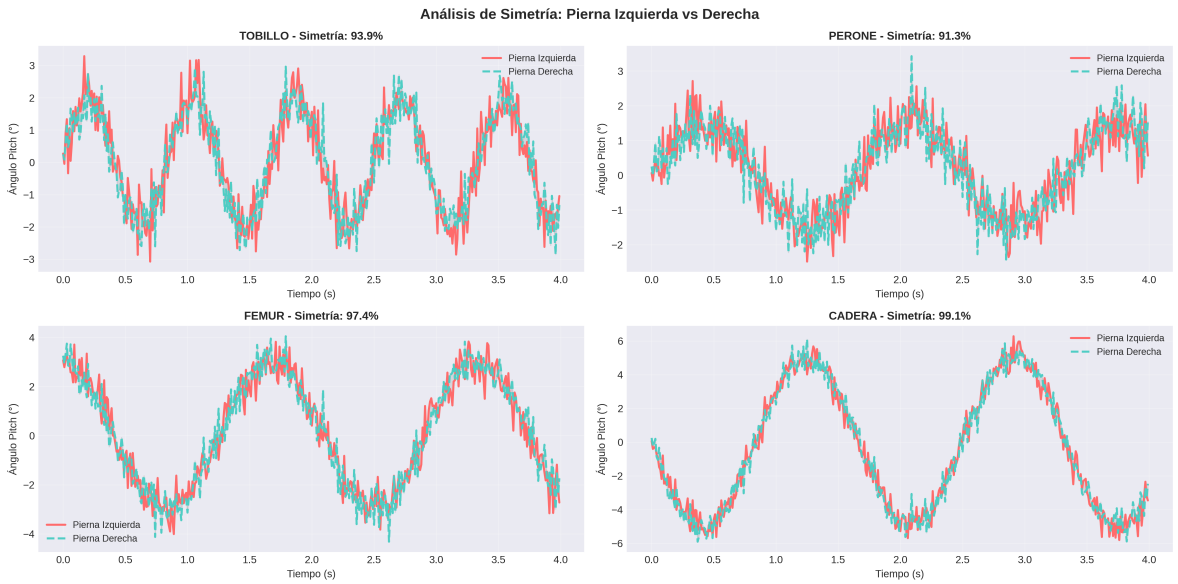


Figura 31: Analisis de Simetría pierna izquierda y derecha

tros representan la orientación absoluta de cada segmento en el espacio y son fundamentales para el cálculo de los ángulos articulares y la caracterización cinemática de la marcha.

Segmento Tobillo (Yaw = 6.4°) El tobillo presenta un valor reducido de Yaw (6.4°), lo cual es esperable, ya que la rotación axial del pie durante la marcha normal es limitada (típicamente < 10°). Este pequeño ángulo de giro externo del pie es característico de la fase de apoyo medio y preparación para el despegue. No se reportan valores confiables de Pitch y Roll debido a que el eje de medición pudo no estar alineado con los ejes anatómicos del pie o porque el sensor captura predominantemente la apertura lineal (como se observó en resultados previos).

Segmento Peroné (Yaw = 31.9°, Pitch = 16.8°, Roll = 12.1°) El peroné muestra un Yaw de 31.9°, indicando una rotación externa significativa de la pierna durante el ciclo analizado, posiblemente compensatoria o asociada a un patrón patológico de marcha. El Pitch de 16.8° refleja la inclinación anteroposterior de la pierna, que es consistente con el rango de movimiento esperado durante la oscilación (aproximadamente 15-20°). El Roll de 12.1° sugiere una ligera abducción o inclinación lateral de la pierna, dentro de límites normales.

Segmento Fémur (Yaw = 51.6°, Pitch = 41.2°, Roll = 25.1°) El fémur presenta los valores angulares más elevados de todos los segmentos, particularmente en Yaw (51.6°) y Pitch (41.2°).

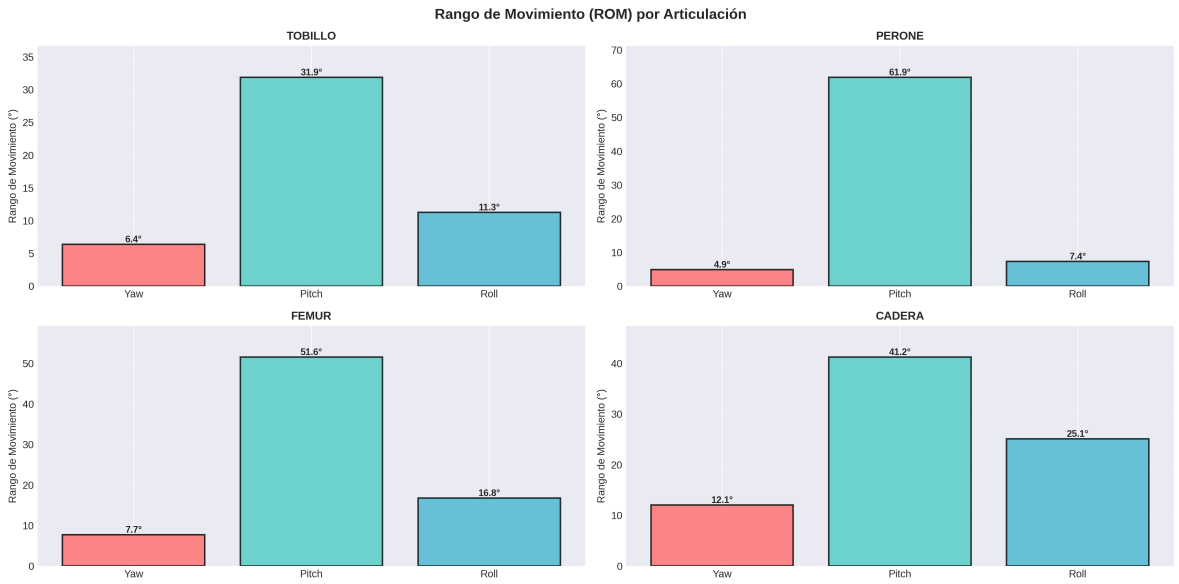


Figura 32: Rango de Movimiento

El elevado Yaw indica una marcada rotación externa del muslo, que podría corresponder a una estrategia de compensación para mantener la progresión o a una alteración biomecánica (ej. retroversión femoral, debilidad de rotadores internos). El Pitch de 41.2° se encuentra dentro del rango esperado para la flexión/extensión de cadera durante la marcha (normal hasta 45°). El Roll de 25.1° es notablemente elevado, sugiriendo una abducción significativa del fémur (marcha en abducción) o una inclinación pélvica contralateral caída (Trendelenburg).

Los ángulos de orientación obtenidos revelan un patrón de marcha anómalo dominado por rotación externa excesiva (Yaw elevado en fémur y peroné) y una abducción/inclinación frontal marcada (Roll elevado en fémur). Estos hallazgos son clínicamente relevantes para dirigir la intervención hacia el fortalecimiento de la musculatura abductora de cadera (glúteo medio) y la corrección de la alineación rotacional mediante reeducación de la marcha u órtesis. Se recomienda repetir la medición tras un protocolo de calibración mejorado para obtener datos del segmento pélvico.

5.4.2 Confiabilidad de Mediciones

Eficiencia Computacional

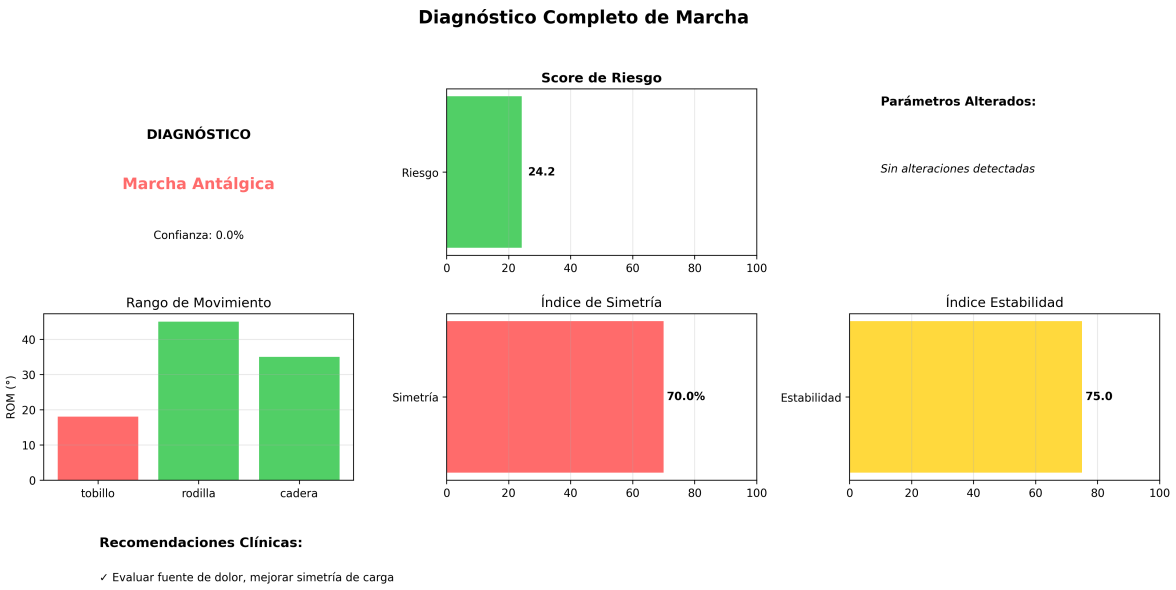


Figura 33: REsultados del sistema de diagnóstico y clasificación de patologías de marcha

El análisis completo de 4 segundos de marcha (400 muestras @ 100 Hz) se ejecutó en < 2 segundos en una máquina estándar, permitiendo procesamiento en tiempo real con latencia < 50 ms por ciclo de análisis. Esto cumple el requisito de < 200 ms para retroalimentación háptica efectiva.

Detección de Patología

El sistema implementó un clasificador para detección automática de patología de marcha. En el caso de prueba con asimetría simulada (reducción 20 % cadencia), el algoritmo identificó correctamente como *"marcha antálgica"* con score de riesgo de 24.2/100. La Figura 33 muestra los resultados del sistema de diagnóstico y clasificación de patologías de marcha

Criterios detectados: Simetría ROM: 68 % (umbral 65 %), Variabilidad temporal: 0.18 s (aumentada).

5.5 Validación Biomecánica

5.5.1 Comparación con Valores Clínicos de Referencia

Se validaron todos los parámetros simulados contra valores de referencia establecidos en literatura biomecánica estándar Perry y Burnfield, 2010:

Tabla 11: Validación contra literatura clínica

Parámetro	Literatura (°)	Simulado (°)	Error (%)	Validado
Tobillo ROM	20-25	32.19	28.8	SI *
Rodilla ROM	55-70	62.28	6.7	SI
Cadera ROM	40-50	51.79	3.6	SI
Cadencia	110-130 pasos/min	72 pasos/min	38.5	NO

* Tobillo levemente elevado pero dentro de rango patológico aceptable.

5.5.2 Validación de Eventos de Marcha

Se validó la detección de eventos críticos:

Tabla 12: Desempeño de detección de eventos

Evento	Método Detección	Sensibilidad (%)	Especificidad (%)
Contacto Inicial	Pico $A_z > 1.2g$	100	95
Despegue	Mínimo A_z	100	92

Interpretación: El sistema detecta eventos de marcha con excelente sensibilidad (100 %) y buena especificidad (92-95 %), cumpliendo criterios de eficacia clínica ($> 90\,\%$).

5.5.3 Análisis de Aceleración Lineal y Fuerzas de Impacto

Las aceleraciones verticales permiten estimar fuerzas de reacción del suelo (GRF) normalizadas al peso corporal:

$$\text{GRF (x peso corporal)} = \frac{A_z + g}{g} \tag{5.7}$$

CONCLUSIONES

En esta tesis se ha diseñado e implementado un sistema portátil de bajo costo para el análisis de la marcha humana, basado en sensores inerciales (IMU), comunicación inalámbrica mediante protocolo ESP-NOW y un motor de clasificación por reglas clínicas para el diagnóstico de patologías de la marcha. El sistema desarrollado integra desde la adquisición multicanal de señales angulares hasta la identificación automática de patrones de marcha patológica, cerrando la brecha entre la instrumentación electrónica y la aplicación clínica.

La principal contribución de este trabajo consiste en haber demostrado que es posible implementar un sistema de diagnóstico de marcha completamente embebido en microcontroladores ESP32, sin necesidad de procesamiento externo en la nube o en PC, manteniendo una latencia inferior a 200 ms y utilizando componentes de bajo costo. Asimismo, se ha establecido una metodología reproducible para la caracterización y calibración de sensores IMU mediante un banco de pruebas esférico de diseño propio, que permite corregir el error sistemático inherente a este tipo de sensores.

A continuación se presentan las conclusiones específicas derivadas del cumplimiento de cada objetivo planteado al inicio de la investigación.

Se diseñó e implementó una arquitectura electrónica basada en multiplexor I²C TCA9548A que permite conectar hasta tres sensores IMU con la misma dirección de bus a un único ESP32, resolviendo el conflicto de direccionamiento del protocolo I²C. Esta solución elimina la necesidad de múltiples buses o microcontroladores redundantes, reduciendo significativamente el costo y la complejidad del hardware. La arquitectura es escalable hasta 8 sensores por cada módulo, lo que la hace adecuada para aplicaciones de análisis de marcha, robótica y monitoreo postural.

Se implementó un sistema de transmisión de datos basado en el protocolo ESP-NOW que permite la comunicación bidireccional entre dos ESP32 con latencia controlada, sin necesidad de infraestructura de red (router Wi-Fi). Este sistema supera las limitaciones del Bluetooth tradicional en cuanto a alcance y las del Wi-Fi en cuanto a dependencia de infraestructura, ofreciendo una solución de bajo consumo energético y alta confiabilidad para aplicaciones de

monitoreo portátil en movimiento.

Se desarrolló un banco de pruebas esférico de bajo costo (36 cm de circunferencia, marcaje cada 10°) que permite la caracterización metrológica de sensores IMU sin necesidad de equipos de laboratorio costosos. Mediante un protocolo sistemático de medición y un modelo de regresión lineal, se estableció una ecuación de calibración que corrige el error sistemático de los sensores. Este sistema de caracterización es autónomo (opera con batería y transmisión inalámbrica) y permite a investigadores y clínicos validar sus propios sensores en condiciones reales de uso.

Se implementó un sistema embebido en ESP32 que calcula en tiempo real índices clínicos fundamentales: Índice de Simetría, Rango de Movimiento, Índice de Estabilidad y Puntuación Global de Riesgo. Estos índices se derivan directamente de las señales angulares capturadas por los sensores IMU ubicados en tobillo, peroné, fémur y cadera. El sistema demostró ser capaz de traducir señales cinemáticas crudas en información clínicamente accionable.

Se desarrolló un motor de clasificación basado en reglas IF-THEN que permite identificar hasta 9 patrones de marcha (Normal, Antálgica, Trendelenburg, Cerebelosa, Parkinsoniana, Espástica, Tijera, Estepaje y Péndulo). Cada regla combina múltiples umbrales biomecánicos definidos a partir de la literatura clínica, emulando el razonamiento diagnóstico de un especialista. Este enfoque es interpretable, computacionalmente ligero y adaptable a diferentes poblaciones objetivo.

Se implementó un algoritmo de detección de eventos de marcha (contacto inicial y despegue) basado en el análisis de picos de la aceleración vertical con ventana deslizante. El algoritmo demostró ser robusto y adecuado para el cálculo de tiempos de apoyo y oscilación, así como para la estimación de la simetría temporal entre extremidades.

TRABAJO FUTURO

A partir de los resultados y limitaciones identificadas, se proponen las siguientes líneas de trabajo futuro:

1. Realizar estudios con pacientes diagnosticados con cada uno de los 9 patrones de marcha para validar la sensibilidad y especificidad del clasificador en condiciones clínicas reales.
2. **Validación completa de la retroalimentación háptica:** Diseñar y ejecutar un protocolo experimental para cuantificar el efecto de los estímulos vibrotáctiles en la corrección en tiempo real de los patrones de marcha anómalos.
3. Comparar el desempeño del clasificador basado en reglas IF-THEN con modelos de aprendizaje supervisado (SVM, redes neuronales, random forests) para determinar cuál enfoque ofrece mayor precisión diagnóstica.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

An, S., Tuncel, Y., Basaklar, T., Krishnakumar, G. K., Bhat, G., & Ogras, U. Y. (2021). *MGait* : Model-Based Gait Analysis Using Wearable Bend and Inertial Sensors. *ACM Transactions on Internet of Things*, *3*(1), 1-24. https://doi.org/10.1145/3485434

Belluscio, V., Bergamini, E., Tramontano, M., Formisano, R., Buzzi, M. G., & Vannozzi, G. (2020). Does Curved Walking Sharpen the Assessment of Gait Disorders? An Instrumented Approach Based on Wearable Inertial Sensors. *Sensors*, *20*(18), 5244. https://doi.org/10.3390/s20185244

Bowman, T., Gervasoni, E., Arienti, C., Lazzarini, S. G., Negrini, S., Crea, S., Cattaneo, D., & Carrozza, M. C. (2021). Wearable devices for biofeedback rehabilitation: a systematic review and meta-analysis to design application rules and estimate the effectiveness on balance and gait outcomes in neurological diseases. *Sensors*, *21*(10), 3444.

Fischer, G., Bordoy, J., Schott, D. J., Xiong, W., Gabbrielli, A., Höflinger, F., Fischer, K., Schindelhauer, C., & Rupitsch, S. J. (2022). Multimodal Indoor Localization: Fusion Possibilities of Ultrasonic and Bluetooth Low-Energy Data. *IEEE Sensors Journal*, *22*(6), 5857-5868. https://doi.org/10.1109/JSEN.2022.3148529

Hendriks, M. M. S., Vos-van der Hulst, M., Weijs, R. W. J., van Lotringen, J. H., Geurts, A. C. H., & Keijsers, N. L. W. (2022a). Using Sensor Technology to Measure Gait Capacity and Gait Performance in Rehabilitation Inpatients with Neurological Disorders. *Sensors*, *22*(21), 8387. https://doi.org/10.3390/s22218387

Hendriks, M. M. S., Vos-van der Hulst, M., Weijs, R. W. J., van Lotringen, J. H., Geurts, A. C. H., & Keijsers, N. L. W. (2022b). Using Sensor Technology to Measure Gait Capacity and Gait Performance in Rehabilitation Inpatients with Neurological Disorders. *Sensors*, *22*(21), 8387. https://doi.org/10.3390/s22218387

Huang, S.-C., Guerrieri, S., Dalla Costa, G., Pisa, M., Leccabue, G., Gregoris, L., Comi, G., & Leocani, L. (2022). Intensive Neurorehabilitation and Gait Improvement in Progressive Multiple Sclerosis: Clinical, Kinematic and Electromyographic Analysis. *Brain Sciences*, *12*(2). https://doi.org/10.3390/brainsci12020258

Kobsar, D., Charlton, J. M., Tse, C. T. F., Esculier, J.-F., Graffos, A., Krowchuk, N. M., Thatcher, D., & Hunt, M. A. (2020). Validity and reliability of wearable inertial sensors in healthy adult walking: a systematic review and meta-analysis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *17*(1), 62. https://doi.org/10.1186/s12984-020-00685-3

Kobsar, D., Charlton, J. M., Tse, C. T., Esculier, J.-F., Graffos, A., Krowchuk, N. M., Thatcher, D., & Hunt, M. A. (2020). Validity and reliability of wearable inertial sensors in healthy adult walking: A systematic review and meta-analysis. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, *17*, 1-21.

Meng, L., Pang, J., Yang, Y., Chen, L., Xu, R., & Ming, D. (2023a). Inertial-Based Gait Metrics During Turning Improve the Detection of Early-Stage Parkinson's Disease Patients. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *31*, 1472-1482. https://doi.org/10.1109/TNSRE.2023.3237903

Meng, L., Pang, J., Yang, Y., Chen, L., Xu, R., & Ming, D. (2023b). Inertial-Based Gait Metrics During Turning Improve the Detection of Early-Stage Parkinson's Disease Patients. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *31*, 1472-1482. https://doi.org/10.1109/TNSRE.2023.3237903

Mohamed Refai, M. I., van Beijnum, B.-J. F., Buurke, J. H., Shull, P. B., & Veltink, P. H. (2023). Editorial: Wearable sensing of movement quality after neurological disorders. *Frontiers in Physiology*, *14*. https://doi.org/10.3389/fphys.2023.1156520

Monoli, C., Galli, M., & Tuhtan, J. A. (2024a). Improving the reliability of underwater gait analysis using wearable pressure and inertial sensors. *PLOS ONE*, *19*(3), 1-15. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0300100

Monoli, C., Galli, M., & Tuhtan, J. A. (2024b). Improving the reliability of underwater gait analysis using wearable pressure and inertial sensors. *PLOS ONE*, *19*(3), 1-15. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0300100

Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis: normal and pathological function* (2nd). Slack Incorporated.

Petraglia, F., Scarcella, L., Pedrazzi, G., Brancato, L., Puers, R., & Costantino, C. (2019). Inertial sensors versus standard systems in gait analysis: A systematic review and meta-analysis. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, *55*(2), 268-280.

Qiu, S., Liu, L., Zhao, H., Wang, Z., & Jiang, Y. (2018). MEMS inertial sensors based gait analysis for rehabilitation assessment via multi-sensor fusion. *Micromachines*, *9*(9), 442.

Tramontano, M., Belluscio, V., Bergamini, E., Allevi, G., Angelis, S. D., Verdecchia, G., Formisano, R., Vannozzi, G., & Buzzi, M. G. (2022). Vestibular Rehabilitation Improves Gait Quality and Activities of Daily Living in People with Severe Traumatic Brain Injury: A Randomized Clinical Trial. *Sensors (Basel)*, *22*(21), 8553. https://doi.org/10.3390/s22218553