

Sistema inercial empleando IoT para análisis cinemático de marcha humana Inertial system using IoT for kinematic analysis of human gait

A. G. Camacho-Lara ^{a,*}, M. Gómez-Correa ^b, D. Cruz-Ortiz ^a, M. F. Ballesteros-Escamilla ^b

^aLaboratorio de Robótica Médica y Bioseñales, UPIBI-Instituto Politécnico Nacional, Av. Acueducto S/N, La Laguna Ticoman, Gustavo A. Madero, 07340, Ciudad de México, México.

^bLaboratorio de Robótica Médica y Bioseñales, CIDETEC-Instituto Politécnico Nacional, Gustavo A. Madero, Ciudad de México, México.

Resumen

El trabajo presenta STEPIO, un sistema empleando el Internet de las Cosas (IoT, por sus siglas en inglés) para analizar la marcha humana. Consta de cuatro módulos inalámbricos con sensores inerciales y microcontroladores, además de un software con una interfaz gráfica de usuario (GUI, por sus siglas en inglés) para procesar y visualizar ángulos de cadera y rodilla. El sistema se evaluó mediante un conjunto de pruebas de movimientos controladas (postura de pie, sentada, flexión y elevación de rodilla) y caminata en una caminadora eléctrica a distintas velocidades. Los resultados mostraron buena correspondencia con un sistema óptico de referencia, con errores promedio bajos (RMSE = 2.7 grados). En la marcha, el sistema registró desviaciones de 1.7 grados en cadera y 4.9 grados en rodilla.

Palabras Clave: Sistema de medición inercial, Análisis cinemático, Ciclo de la marcha, Internet de las cosas.

Abstract

The paper presents STEPIO, a system that uses the Internet of Things (IoT) to analyze human gait. It consists of four wireless modules with inertial sensors and microcontrollers, as well as software with a graphical user interface (GUI) to process and visualize hip and knee angles. The system was evaluated using a set of controlled movement tests (standing, sitting, knee flexion and elevation) and walking on an electric treadmill at different speeds. The results showed good correspondence with a reference optical system, with low average errors (RMSE = 2.7 degrees). During walking, the system recorded deviations of 1.7 degrees at the hip and 4.9 degrees at the knee.

Keywords: Inertial Measurement System, Kinematic Analysis, Gait cycle, Internet of Things.

1. Introducción

La marcha humana representa un fenómeno complejo resultado de la interacción coordinada de múltiples sistemas fisiológicos, entre ellos el musculoesquelético, neurológico y sensorial, tal como menciona Morris *et al.* (2017). Esta interacción genera movimientos rítmicos y alternantes de los miembros inferiores que permiten el desplazamiento del cuerpo. Debido a esta complejidad, su estudio requiere diversos enfoques biomecánicos los cuales permiten comprender el comportamiento locomotor y cuantificar las principales características del movimiento humano Zhu (2017).

Tradicionalmente, el análisis de la marcha se clasifica en tres enfoques complementarios: cinemático, cinético y bioeléctrico. El análisis cinemático describe el movimiento sin

considerar las fuerzas que lo producen, permitiendo cuantificar parámetros espacio-temporales y articulares como el paso, la zancada, la cadencia, la velocidad y los ángulos articulares de cadera, rodilla y tobillo. Estos parámetros son fundamentales para identificar alteraciones de simetría o movilidad, y comúnmente se obtienen mediante sistemas de captura de movimiento (MoCap, por sus siglas en inglés) Tao *et al.* (2012).

El análisis cinético estudia las fuerzas internas y externas que originan el movimiento, incluyendo fuerzas de reacción del suelo, momentos articulares y distribución de presión plantar. Este tipo de evaluación se apoya en plataformas de fuerza o plantillas instrumentadas Alegria *et al.* (2023). Por su parte, el análisis bioeléctrico emplea electromiografía de superficie (sEMG, por sus siglas en inglés) para cuantificar patrones de

*Autor para correspondencia: acamachol1700@alumno.ipn.mx

Correo electrónico: acamachol1700@alumno.ipn.mx (Angel Gabriel Camacho-Lara), mgomezcc2103@alumno.ipn.mx (Manuela Gómez-Correa), dcruzo@ipn.mx (David Cruz-Ortiz), mballesterose@ipn.mx (Mariana Felisa Ballesteros-Escamilla).

Historial del manuscrito: recibido el 11/07/2025, última versión-revisada recibida el 23/12/2025, aceptado el 16/12/2025, publicado el 25/03/2026. **DOI:** <https://doi.org/10.29057/icbi.v14iEspecial.15480>



activación muscular durante el ciclo de la marcha, permitiendo evaluar coordinación neuromuscular y posibles disfunciones Frigo y Crenna (2009).

Históricamente, el análisis cinemático ha sido dominado por sistemas MoCap, los cuales utilizan cámaras infrarrojas y marcadores reflectivos. Estos sistemas han mostrado alta precisión en la estimación de desplazamientos y ángulos articulares Fusca *et al.* (2018); Thewlis *et al.* (2013). No obstante, su costo elevado, la necesidad de un laboratorio especializado y su falta de portabilidad limitan su uso a entornos estrictamente controlados.

El desarrollo de tecnologías portátiles ha impulsado el uso de unidades de medición inercial (IMUs, por sus siglas en inglés) como alternativa accesible y versátil para la medición cinemática en condiciones no controladas Manupibul *et al.* (2023); Armitano-Lago *et al.* (2022); Sant’Anna *et al.* (2013). Las metodologías más comunes incluyen el cálculo de ángulos mediante ángulos de Euler o cuaterniones, la estimación de parámetros espacio-temporales por la doble integración de la aceleración, y técnicas de aprendizaje automático para la detección de patrones o anomalías Ferrari *et al.* (2015); Trabassi *et al.* (2022). Sin embargo, los sistemas inerciales presentan desafíos importantes: Pang *et al.* (2022) señalan que las tecnologías inalámbricas como Bluetooth Low Energy pueden sufrir pérdidas de datos y latencia, mientras que Guan y Song (2018) destacan los efectos de la deriva acumulativa en sensores inerciales.

Con el objetivo de abordar estas limitaciones, se desarrolló el sistema llamado **STEPIO**, una solución inalámbrica basada en IMUs diseñada para análisis cinemático de la marcha humana. STEPIO incorpora comunicación mediante el Protocolo de Control de Transmisión/Protocolo de Internet (TCP/IP, por sus siglas en inglés), lo que mejora la estabilidad en la transmisión de datos frente a tecnologías inalámbricas convencionales. Adicionalmente, el sistema integra un filtro complementario que combina las lecturas del acelerómetro y el giroscopio para reducir errores causados por la deriva de estos sensores. La validación se realizó mediante la comparación de los ángulos articulares de cadera y rodilla con respecto a un sistema óptico empleado como referencia, en un grupo de quince participantes sin patologías neuromusculoesqueléticas diagnosticadas, demostrando su aplicabilidad en entornos controlados y no controlados.

2. Descripción del sistema

El sistema STEPIO, basado en IMUs e IoT, permite la adquisición, procesamiento, visualización y almacenamiento de datos del movimiento articular de los miembros inferiores, específicamente en las articulaciones de la cadera y la rodilla.

Tal como se ilustra en la Figura 1, STEPIO se compone de dos subsistemas principales: (1) cuatro módulos portátiles inalámbricos encargados de la medición inercial, y (2) una GUI desarrollada en Python, utilizada para la comunicación, procesamiento y visualización de señales.

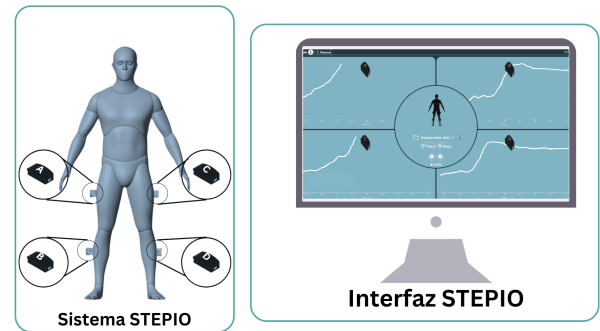


Figura 1: Componentes principales del sistema STEPIO. A la izquierda, los cuatro módulos; a la derecha, el software para adquisición y visualización.

2.1. Módulos STEPIO

Cada uno de los cuatro módulos portátiles cuenta con una carcasa diseñada en Inventor® y fabricada en impresión 3D. Las dimensiones finales son 85 mm × 40 mm × 25 mm, y cada módulo se identifica mediante una letra (A–D), como se muestra en la Figura 2-A.

Los módulos integran un sensor inercial de nueve grados de libertad compuesto por un acelerómetro y un giroscopio de seis ejes (LSM6DSOX), junto con un magnetómetro triaxial (LIS3MDL) como se muestra en la Figura 2-E. Estos sensores permiten medir aceleración, velocidad angular y campo magnético en los tres ejes cartesianos (x , y , z).

La alimentación se realiza mediante una batería de polímero de litio de 3.7 V (Figura 2-C), controlada a través de un interruptor lateral (Figura 2-D). El procesamiento local está a cargo de un microcontrolador ESP-32 FireBeetle (Figura 2-B), programado en MicroPython. Este microcontrolador recolecta y organiza los datos en paquetes (FRAMES), que se transmiten al sistema maestro mediante comunicación basada en sockets TCP/IP a una frecuencia de muestreo de 100 Hz.

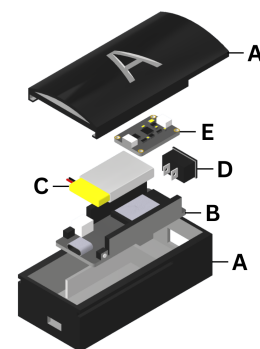


Figura 2: Elementos internos del módulo STEPIO: carcasa, microcontrolador, fuente de energía y sensor IMU.

2.1.1. Configuración de los sensores

Los rangos de medición fueron seleccionados considerando los valores máximos reportados en actividades comunes de marcha y movimientos funcionales de los miembros inferiores:

- **Giroscopio (± 2000 °/s):** permite registrar movimientos rápidos durante flexo-extensión sin saturación.

- **Acelerómetro (± 8 g):** proporciona un equilibrio entre sensibilidad en movimientos suaves y capacidad para soportar impactos durante la marcha.
- **Magnetómetro (± 4 gauss):** adecuado para ambientes interiores sin campos magnéticos intensos.
- **Frecuencia de muestreo (100 Hz):** valor recomendado para análisis cinemático de marcha, ya que captura adecuadamente señales de interés cuya banda principal se encuentra por debajo de 30 Hz respetando el teorema de Nyquist-Shannon.

Durante la adquisición, los datos se registran como:

- **Magnetómetro:** mag_x, mag_y, mag_z (μT).
- **Acelerómetro:** acc_x, acc_y, acc_z (m/s^2).
- **Giroscopio:** gyr_x, gyr_y, gyr_z (rad/s).
- **Tiempo:** $time$ (s) desde el inicio de la prueba.

Todos los datos se organizan en un *FRAME* con el siguiente formato:

$$FRAME = \{mag_x, mag_y, mag_z, acc_x, acc_y, acc_z, gyr_x, gyr_y, gyr_z, time@\}.$$

2.2. Descripción del software

El software de STEPIO incorpora una GUI que integra las distintas etapas de funcionamiento del sistema. La Figura 3 muestra el diagrama general de transmisión, donde el socket de comunicación corresponde al mecanismo de envío y recepción de datos entre cada módulo y el sistema maestro; no se representa como un elemento físico en la figura, sino como parte de la arquitectura de red ilustrada.

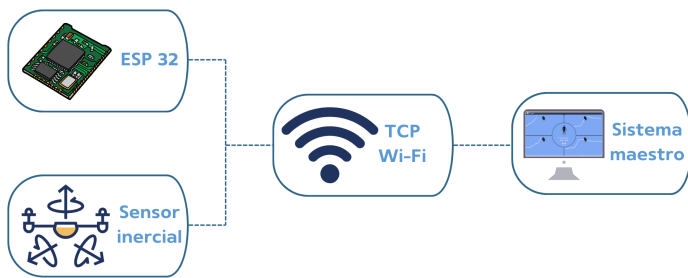


Figura 3: Diagrama general de comunicación TCP/IP entre los módulos y el sistema maestro.

2.2.1. Etapa de conexión

La comunicación se establece mediante sockets TCP/IP sobre una red Wi-Fi generada por el sistema maestro. Cada módulo utiliza un archivo de configuración .json con los parámetros de conexión necesarios (SSID, contraseña, puerto e IP). El sistema maestro inicia un hilo dedicado para cada puerto, permitiendo la recepción simultánea de todos los *FRAMES*.

2.2.2. Etapa de adquisición

La GUI fue desarrollada en Python mediante QtDesigner, y permite:

- Acceso a manuales y tutoriales de colocación (ver Figura 4-A).
- Visualización del estado del sistema mediante una figura 3D (ver Figura 4-B).
- Selección de rutas de almacenamiento de los archivos generados (ver Figura 4-C).
- Carga y exploración de pruebas previas (ver Figura 4-D).
- Visualización en línea de los ángulos articulares estimados mediante ángulos de Euler, empleando el componente *pitch* (ver Figura 4-E).

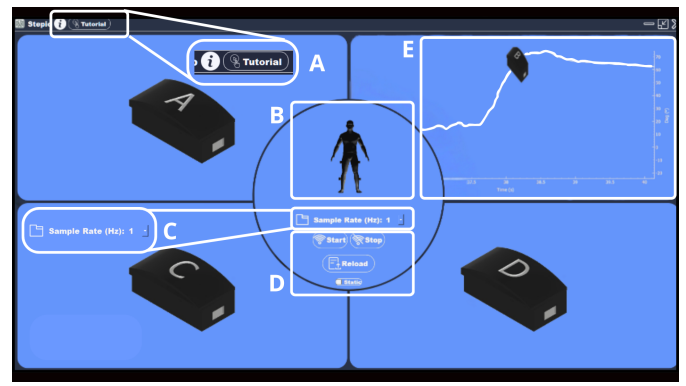


Figura 4: Interfaz gráfica del sistema STEPIO.

3. Procesamiento de datos en línea

Para estimar el ángulo de inclinación de cada módulo, se utilizó una expresión basada en los datos del acelerómetro, representada en (1). Esta operación se realiza de manera individual para cada sensor y permite obtener una estimación inicial de la orientación en tiempo real. Previo al cálculo del ángulo, se aplica un filtro pasabanda de tipo Butterworth con una frecuencia central de 15 Hz, cuyo valor se seleccionó considerando que la mayor parte del contenido espectral asociado al movimiento humano (incluyendo caminata, flexión de rodilla y elevación del muslo) se encuentra típicamente por debajo de 10 Hz. De acuerdo con estudios biomecánicos previos, las frecuencias superiores a este rango suelen corresponder a vibraciones mecánicas de alta frecuencia o a ruido propio del sensor. Por ello, se eligió una frecuencia central ligeramente superior (15 Hz) para asegurar la preservación completa de la señal útil y, al mismo tiempo, atenuar artefactos de movimiento inesperado. Esta estrategia permite reducir fluctuaciones de alta frecuencia sin afectar la dinámica real del movimiento humano.

Durante la fase de calibración inicial, que comprende los primeros 10 segundos de adquisición, se promedian los valores de inclinación obtenidos con el fin de calcular un valor de desplazamiento o sesgo, denotado como θ_{offset} . Este valor se resta posteriormente a las lecturas sucesivas para estimar el ángulo articular corregido:

$$\theta = \arctan \left(\frac{-acc_x}{\sqrt{acc_y^2 + acc_z^2}} \right) - \theta_{offset} \quad (1)$$

A continuación, con el propósito de mejorar la precisión en la estimación de la orientación y compensar la deriva asociada al acelerómetro, se implementa un filtro complementario. Según Guan y Song (2018), este tipo de filtro permite combinar la información proveniente del acelerómetro con la del giroscopio, ponderando ambas señales para reducir el error en contextos donde existen aceleraciones lineales o vibraciones. La formulación matemática del filtro se presenta en (2):

$$\theta_{estimado} = \alpha (\theta_{anterior} + gyr_y \Delta t) + (1 - \alpha) \theta_{crudo} \quad (2)$$

donde:

- $\theta_{estimado}$ representa el ángulo filtrado (estimado) en grados, correspondiente a la orientación actual.
- $\theta_{anterior}$ es el ángulo estimado en el instante anterior.
- gyr_y corresponde a la lectura del giroscopio en el eje y.
- Δt es el intervalo de tiempo entre mediciones, expresado en segundos.
- θ_{crudo} es el ángulo articular sin filtrar obtenido desde el acelerómetro.
- α es el factor de ponderación, el cual fue ajustado empíricamente y establecido en $\alpha = 0,01$.

En el caso de los módulos asignados a la cadera, el valor de $\theta_{estimado}$ se interpreta directamente como el ángulo articular de dicha articulación. No obstante, para la rodilla, se requiere una operación adicional. Esta consiste en calcular la diferencia entre el ángulo estimado en la cadera y el ángulo registrado por el módulo ubicado en la rodilla, como se indica en (3):

$$\theta_{rodilla} = \theta_{cadera} - \theta_{estimado} \quad (3)$$

donde θ_{cadera} corresponde al ángulo articular de la cadera y $\theta_{estimado}$ al ángulo estimado con el filtro complementario aplicado sobre el módulo de la rodilla.

4. Protocolo experimental

4.1. Participantes

En este estudio participaron 15 personas adultas (ocho hombres y siete mujeres), con una estatura media de $1,76 \pm 0,20$ metros, una masa corporal de $84,5 \pm 22,5$ kilogramos y una edad promedio de 20 ± 2 años. Los experimentos fueron realizados en el Laboratorio de Robótica Médica y Bioseñales de la UPIBI del Instituto Politécnico Nacional (IPN). El protocolo fue aprobado por la Secretaría de Investigación y Posgrado del IPN mediante los proyectos SIP-20250223 y SIP-20250253, cumpliendo con la normativa ética nacional y la Declaración de Helsinki.

La selección se realizó con base en criterios de inclusión y exclusión previamente definidos. Todos los participantes declararon no presentar patologías neuromusculares.

4.2. Configuración experimental

Para el protocolo se emplearon dos sistemas de captura: (1) un sistema óptico basado en videografía, utilizado como referencia para las pruebas de movimiento, y (2) el sistema inercial STEPIO.

4.2.1. Sistema óptico

El sistema óptico fue diseñado para servir como referencia en la validación de STEPIO. Este incorporó marcadores retro-reflectivos construidos con diodos emisores de luz (LED, por sus siglas en inglés) blancos alimentados por baterías de litio tipo moneda de 3 V. Los marcadores se protegieron con carcasas impresas en TPU y se fijaron mediante cinta microporosa hipoalergénica.

Los marcadores se colocaron siguiendo el protocolo de segmentación de Winter (2009): tercio inferior del muslo (AS), eje de flexo-extensión de la rodilla (TH-L), tercio superior de la pierna (TI-U) y maléolo lateral (TI-L).

La adquisición se realizó mediante dos cámaras digitales a 30 Hz (1920×1080 píxeles), ubicadas en plano sagital a 1.5 m del sujeto. El análisis cinemático 2D se realizó en MATLAB®.

4.2.2. Sistema STEPIO

La Figura 5 muestra la ubicación anatómica de los módulos. El módulo **A** se colocó en el muslo derecho, **B** en la pierna derecha, **C** en el muslo izquierdo y **D** en la pierna izquierda. Esta distribución permite registrar la cinemática sagital de ambas extremidades.

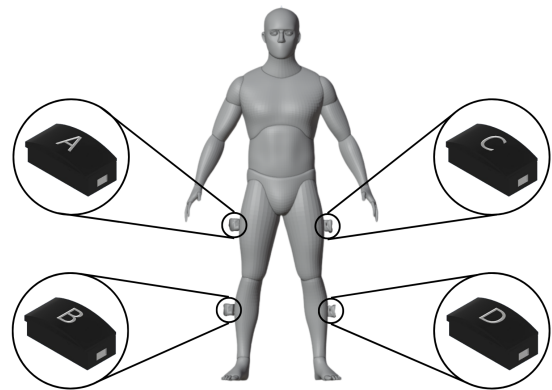


Figura 5: Ubicación de los marcadores ópticos y módulos STEPIO para el análisis del movimiento del miembro inferior.

4.3. Protocolo de movimiento

Con el propósito de establecer una serie de experimentos para validar el sistema desarrollado se planteó un protocolo de experimentación, dicho protocolo consistió en dos etapas: pruebas de movimiento y análisis de marcha.

4.3.1. Pruebas de movimiento

La Figura 6 ilustra los movimientos realizados: bipedestación, sedestación, flexión de rodilla y elevación de rodilla. Cada movimiento se repitió cinco veces, con 30 segundos de descanso entre repeticiones. Antes de cada prueba se incluyó una ventana de calibración de 10 segundos para STEPIO.

Durante esta etapa, ambos sistemas (óptico e inercial) registraron simultáneamente los ángulos de cadera y rodilla para su comparación directa.

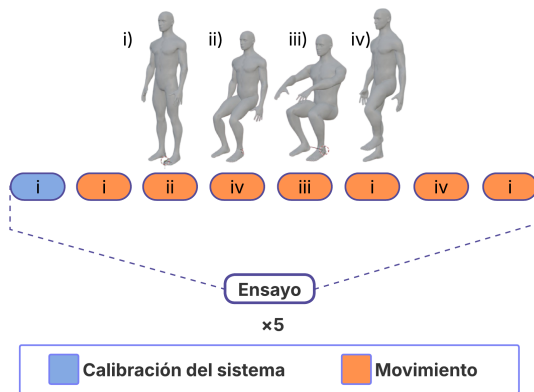


Figura 6: Movimientos realizados durante las pruebas de validación del sistema.

4.3.2. Marcha

La segunda etapa consistió en un análisis de marcha en caminadora a tres velocidades: 1 mph (1.6 km/h), 2 mph (3.21 km/h) y 3 mph (4.82 km/h). Cada prueba tuvo una duración de dos minutos.

Es importante señalar que la frecuencia de muestreo del sistema óptico (30 Hz) resulta insuficiente para el análisis cinemático de marcha, cuyo contenido frecuencial relevante alcanza los 15–30 Hz y requiere sistemas de mínimo 60 Hz para evitar aliasing. Por esta razón, la comparación entre STEPIO y el sistema óptico se realizó únicamente en las pruebas de movimiento, y no en las pruebas de marcha. No obstante, las señales de marcha fueron analizadas con STEPIO para evaluar su estabilidad y repetibilidad.

5. Recolección de datos

Las pruebas generaron un conjunto de datos estructurado por participante y por tipo de prueba (movimiento y marcha). Cada carpeta incluye tanto los datos crudos como los procesados para cada sistema.

5.1. Sistema óptico (referencia)

5.1.1. Datos sin procesar

Incluyen los videos binarizados y un archivo .csv con el número de fotograma, intervalos entre fotogramas y tiempos de inicio y fin.

5.1.2. Datos procesados

Contienen los ángulos articulares de cadera y rodilla a una frecuencia interpolada de 150 Hz, utilizada para su posterior comparación con STEPIO.

5.2. Sistema STEPIO

5.2.1. Datos sin procesar

Cada archivo .csv incluye lecturas crudas de acelerómetro, giroscopio y magnetómetro (en los tres ejes), además del ángulo articular aproximado y la marca de tiempo local.

5.2.2. Datos procesados

Las señales fueron interpoladas a 150 Hz para permitir su alineación con las señales ópticas. Se utilizaron los mismos criterios de segmentación que en el sistema óptico.

5.3. Procesamiento de los datos

El preprocesamiento consistió en:

- Interpolación de ambas señales (óptica e inercial) a 150 Hz mediante interpolación lineal, seleccionada por su estabilidad numérica y porque preserva adecuadamente la continuidad temporal de las señales angulares sin introducir oscilaciones artificiales asociadas a métodos de orden superior.
- Sincronización mediante marcas de tiempo.
- Aplicación de un *offset* inicial calculado como el promedio de los primeros tres segundos del sistema óptico.

Para el análisis cuantitativo, los ciclos de movimiento se segmentaron manualmente. Se obtuvo:

- La comparación entre señales individuales (ciclo por ciclo).
- El promedio por participante.
- El promedio grupal final.

La desviación estándar (DE) se calculó como:

- DE intra-participante: variabilidad entre ciclos del mismo sujeto.
- DE inter-participante: variabilidad entre promedios de todos los sujetos.

Estos valores permiten cuantificar la consistencia del sistema STEPIO frente al sistema óptico y durante las pruebas de marcha.

6. Resultados experimentales

Con el objetivo de validar el desempeño del sistema STEPIO, se llevaron a cabo dos etapas de experimentación: la primera enfocada en evaluar la estabilidad de la comunicación inalámbrica y la segunda en validar la estimación de ángulos articulares durante pruebas de movimiento y de marcha humana.

6.1. Evaluación de la comunicación inalámbrica

Para comprobar la estabilidad del protocolo TCP/IP implementado, se realizaron tres pruebas de transmisión simultánea con los cuatro módulos activos durante cinco minutos continuos. La frecuencia efectiva de muestreo se estimó a partir del intervalo promedio entre muestras consecutivas, obteniéndose una media de 99.4 Hz, lo que confirma una sincronización estable en todos los módulos (Tabla 1).

Tabla 1: Frecuencia efectiva de muestreo esperada de 100 Hz.

	Módulo A	Módulo B	Módulo C	Módulo D
Prueba 1	99.4 Hz	99.4 Hz	99.4 Hz	99.4 Hz
Prueba 2	99.4 Hz	99.3 Hz	99.4 Hz	99.4 Hz
Prueba 3	99.4 Hz	99.4 Hz	99.5 Hz	99.5 Hz

Por otro lado, la integridad de la transmisión se evaluó mediante el envío de una señal senoidal de 1000 puntos desde cada módulo. La comparación punto a punto con la señal transmitida mostró una pérdida promedio de 0 %, lo que confirma una transmisión confiable.

6.2. Validación del movimiento articular

La validación cinemática se realizó con los 15 participantes mediante las pruebas de movimiento descritas en la Sección 4. Para cada sujeto se compararon las señales del sistema óptico y de STEPIO mediante la señal de error definida como:

$$e(t) = \theta_{opt}(t) - \theta_{STEPIO}(t), \quad (4)$$

donde $\theta_{opt}(t)$ representa el ángulo articular obtenido con el sistema óptico (referencia) y $\theta_{STEPIO}(t)$ el estimado por el sistema inercial.

A partir de esta señal se calcularon las siguientes métricas:

- **Error cuadrático medio (RMSE, por sus siglas en inglés):** cuantifica la diferencia promedio entre ambas señales a lo largo del tiempo.
- **Desviación estándar (DE):** indica la variabilidad del desempeño del sistema entre ciclos y entre sujetos.

Las métricas se obtuvieron como **promedios globales**, calculados a partir del promedio de los ciclos de cada participante y posteriormente del promedio grupal.

La Figura 7 muestra un ejemplo representativo de flexo-extensión de rodilla. La correspondencia entre ambos sistemas fue alta, con un RMSE promedio global de 2,7° y una DE global de 4,95°.

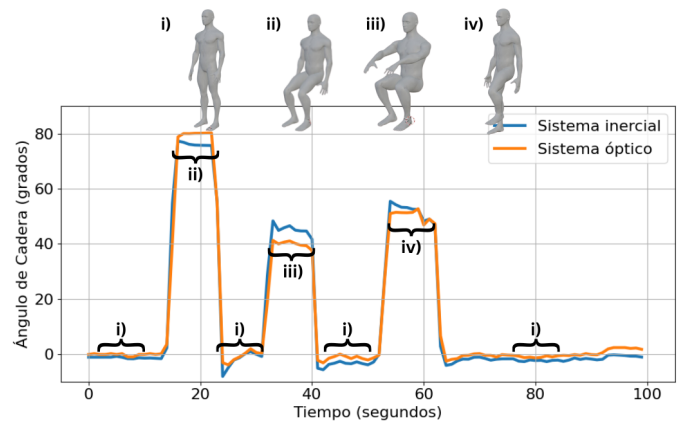
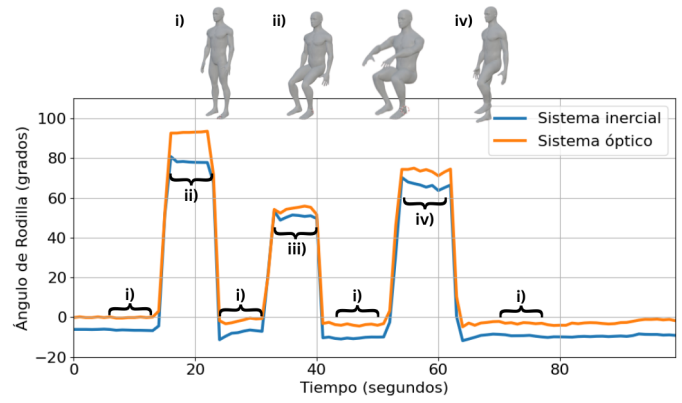


Figura 7: Comparación promedio de las señales procesadas: sistema STEPIO (azul) vs. sistema óptico (naranja).

Además de la rodilla, se evaluó también la articulación de la cadera. La Tabla 2 resume los errores promedio para ambas articulaciones.

Tabla 2: Métricas de comparación entre el sistema óptico y STEPIO durante pruebas de movimiento.

Articulación	RMSE (°)	DE (°)
Cadera	2.3	1.7
Rodilla	2.7	4.9

6.3. Evaluación durante la marcha humana

La segunda etapa del estudio analizó el comportamiento del sistema STEPIO durante tres pruebas de marcha en caminadora a velocidades de 1.6 km/h, 3.21 km/h y 4.82 km/h.

Todos los ciclos de marcha se segmentaron y normalizaron temporalmente para cada sujeto. Posteriormente se obtuvieron los promedios y desviaciones estándar globales. La Figura 8 muestra los ciclos promedio para cadera y rodilla a una velocidad de 1.6 km/h.

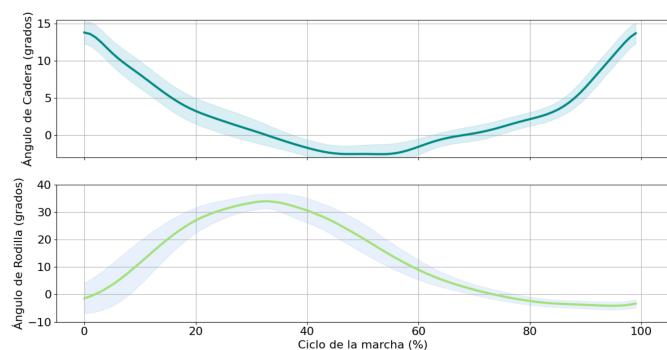


Figura 8: Promedio de los ciclos de marcha de cadera y rodilla a 1.6 km/h.

Los resultados muestran que STEPIO mantiene una variabilidad estable durante la marcha. La desviación estándar global fue de $1,7^\circ$ para cadera y $4,9^\circ$ para rodilla, considerando los 15 participantes y las tres velocidades evaluadas. Esto corresponde a una variabilidad promedio del 8.9 %, lo que evidencia la consistencia del sistema en condiciones dinámicas.

7. Conclusiones

Con los resultados obtenidos en el presente trabajo se puede concluir que el sistema STEPIO constituye una herramienta robusta y confiable para el análisis cinemático de la marcha humana. Su diseño modular, junto con la interfaz gráfica de usuario en línea y la comunicación inalámbrica basada en el protocolo TCP/IP, garantizan una frecuencia de muestreo estable alrededor de 99.4 Hz, adecuada para estudios de dinámica articular en tiempo real.

En términos de precisión, el sistema demostró un desempeño comparable al de los sistemas ópticos tradicionales. La validación con pruebas de referencia evidenció un RMSE promedio de 2.7° y una DE de 2.44° , lo que confirma la capacidad del sistema para estimar ángulos articulares con alta fidelidad. Asimismo, durante las pruebas de marcha en caminadora, se observaron desviaciones estándar de 1.7° para la cadera y 4.9° para la rodilla, resultados que reflejan una buena consistencia en la captura y segmentación de los ciclos de marcha.

Más allá de su precisión, STEPIO se distingue por su portabilidad, bajo costo y adaptabilidad a diversos contextos clínicos y de investigación en biomecánica. Estas características lo convierten en una alternativa viable para el seguimiento de pacientes, la evaluación de procesos de rehabilitación y el desarrollo de estudios locomotores sin la necesidad de infraestructura especializada.

Limitaciones y trabajos futuros

Durante el proceso de validación se identificaron ciertas limitaciones relacionadas principalmente con el cálculo de los ángulos articulares. En específico, se obtuvieron errores debidos al bloqueo de Cardán (gimbal lock), el cual afecta la estimación angular cuando se emplean representaciones basadas en ángulos de Euler Hemingway y O'Reilly (2018). Este efecto puede restringir la precisión del sistema en movimientos que involucren múltiples planos o amplitudes elevadas.

Como trabajo futuro, se propone implementar el uso de **cuaterniones** para la estimación de los ángulos articulares, lo que permitirá representar la orientación tridimensional de los segmentos corporales de manera continua y sin singularidades. Además, se plantea el desarrollo de una optimización numérica que mejore la exactitud en la estimación de los ángulos durante la marcha, así como la reducción del peso y tamaño de los módulos mediante el diseño de una placa de circuito impreso (PCB, por sus siglas en inglés) personalizada, con el fin de mejorar la ergonomía y la portabilidad del sistema.

Estas mejoras permitirán producir una versión más ligera, precisa y eficiente del sistema STEPIO, con potencial para su aplicación en entornos clínicos, deportivos y de estudio biomecánico.

Referencias

- Alegria, M., Alvarado, C., Ballesteros, M., Tobon-Vallejo, D., y Cruz-Ortiz, D. (2023). Development of a wearable device for analyzing plantar load in the human gait cycle. En *2023 11th International Conference on Control, Mechatronics and Automation (ICCMA)*, pp. 7–12. IEEE.
- Armitano-Lago, C., Willoughby, D., y Kiefer, A. W. (2022). A swot analysis of portable and low-cost markerless motion capture systems to assess lower-limb musculoskeletal kinematics in sport. *Frontiers in Sports and Active Living*, 3:809898.
- Ferrari, A., Ginis, P., Hardegger, M., Casamassima, F., Rocchi, L., y Chiari, L. (2015). A mobile kalman-filter based solution for the real-time estimation of spatio-temporal gait parameters. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 24(7):764–773.
- Frigo, C. y Crenna, P. (2009). Multichannel semg in clinical gait analysis: a review and state-of-the-art. *Clinical Biomechanics*, 24(3):236–245.
- Fusca, M., Negrini, F., Perego, P., Magoni, L., Molteni, F., y Andreoni, G. (2018). Validation of a wearable imu system for gait analysis: Protocol and application to a new system. *Applied Sciences*, 8(7):1167.
- Guan, Y. y Song, X. (2018). Sensor fusion of gyroscope and accelerometer for low-cost attitude determination system. En *2018 Chinese Automation Congress (CAC)*, pp. 1068–1072. IEEE.
- Hemingway, E. G. y O'Reilly, O. M. (2018). Perspectives on euler angle singularities, gimbal lock, and the orthogonality of applied forces and applied moments. *Multibody system dynamics*, 44(1):31–56.
- Manupibul, U., Tanthuwapathom, R., Jarumethitanont, W., Kaimuk, P., Limroongreunrat, W., y Charoensuk, W. (2023). Integration of force and imu sensors for developing low-cost portable gait measurement system in lower extremities. *Scientific Reports*, 13(1):10653.
- Morris, R., Hickey, A., Del Din, S., Gdofrey, A., Lord, S., y Rochester, L. (2017). A model of free-living gait: A factor analysis in parkinson's disease. *Gait & posture*, 52:68–71.
- Pang, B., Claeys, T., T'Jonck, K., Hallez, H., y Boydens, J. (2022). Bluetooth low energy reliability and throughput under wi-fi interference. En *2022 XX-XI International Scientific Conference Electronics (ET)*, pp. 1–4. IEEE.
- Sant'Anna, A., Wickström, N., Eklund, H., Zügner, R., y Tranberg, R. (2013). Assessment of gait symmetry and gait normality using inertial sensors: in-lab and in-situ evaluation. En *Biomedical Engineering Systems and Technologies: 5th International Joint Conference, BIOSTEC 2012, Vilamoura, Portugal, February 1-4, 2012, Revised Selected Papers 5*, pp. 239–254. Springer.
- Tao, W., Liu, T., Zheng, R., y Feng, H. (2012). Gait analysis using wearable sensors. *Sensors*, 12(2):2255–2283.
- Thewlis, D., Bishop, C., Daniell, N., y Paul, G. (2013). Next-generation low-cost motion capture systems can provide comparable spatial accuracy to high-end systems. *Journal of applied biomechanics*, 29(1):112–117.
- Trabassi, D., Serrao, M., Varrecchia, T., Ranavolo, A., Coppola, G., De Icco, R., Tassorelli, C., y Castiglia, S. F. (2022). Machine learning approach to support the detection of parkinson's disease in imu-based gait analysis. *Sensors*, 22(10):3700.
- Winter, D. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley.
- Zhu, Y. (2017). Design and validation of a low-cost portable device to quantify postural stability. *Sensors*, 17(3):619.