



FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

Trabajo de fin de Carrera titulado:

**MÉTODOS Y HERRAMIENTAS DE EVALUACIÓN DE LA MARCHA EN
ADULTOS SANOS**

Realizado por:

PEDRO ISMAEL HERRERA CABASCANGO

Director del proyecto:

Msc. ANDRÉS SEBASTIÁN LÓPEZ CIFUENTES

Como requisito para la obtención del título de:

LICENCIATURA EN FISIOTERAPIA

QUITO, 27 DE FEBRERO del 2026

DECLARACIÓN JURAMENTADA

Yo, PEDRO ISMAEL HERRERA CABASCANGO, ecuatoriano, con Cédula de ciudadanía N° 1755024468, declaro bajo juramento que el trabajo aquí desarrollado es de mi autoría, que no ha sido presentado anteriormente para ningún grado o calificación profesional, y se basa en las referencias bibliográficas descritas en este documento.

A través de esta declaración, cedo los derechos de propiedad intelectual a la UNIVERSIDAD INTERNACIONAL SEK, según lo establecido en la Ley de Propiedad Intelectual, reglamento y normativa institucional vigente.

PEDRO ISMAEL HERRERA CABASCANGO

C.I.: 1755024468

DECLARACIÓN DEL DIRECTOR DE TESIS

Declaro haber dirigido este trabajo a través de reuniones periódicas con el estudiante, orientando sus conocimientos y competencias para un eficiente desarrollo del tema escogido y dando cumplimiento a todas las disposiciones vigentes que regulan los Trabajos de Titulación.

ANDRÉS SEBASTIÁN LÓPEZ CIFUENTES

Msc. TERAPIA MANUAL

LOS PROFESORES INFORMANTES:

Msc. YADIRA VANESSA GORDON VINUEZA

Msc. JAVIER ORLANDO MONTALVO SANTOS

Después de revisar el trabajo presentado lo han calificado como apto para su defensa
oral ante el tribunal examinador.

Msc. Yadira Gordón

Msc. Javier Montalvo

Quito, 27 de FEBRERO de 2026

DECLARACIÓN DE AUTORÍA DEL ESTUDIANTE

Declaro que este trabajo es original, de mi autoría, que se han citado las fuentes correspondientes y que en su ejecución se respetaron las disposiciones legales que protegen los derechos de autor vigentes.

PEDRO ISMAEL HERRERA CABASCANGO

C.I.: 1755024468

Artículo de tesis

Métodos y herramientas de evaluación de la marcha en adultos sanos.

Pedro Herrera ¹, Andrés López (Tutor) ²

¹ Licenciatura en fisioterapia, Fac Cs Salud, UISEK; pedro.herrera@uisek.edu.ec

² Universidad Internacional SEK; andres.lopezci@uisek.edu.ec

Resumen: El análisis de la marcha representa una herramienta esencial en la evaluación biomecánica del movimiento, permitiendo cuantificar de manera precisa los diferentes parámetros espacio-temporales asociados al desplazamiento, al existir distintos sistemas de análisis que varían en su precisión se tiene el objetivo de comparar diferentes sistemas de análisis (MMC, IMU y WD) y proporcionar evidencia que facilite la selección de estos sistemas para su futuro uso en la práctica profesional. La estrategia de búsqueda se basó en la metodología PRISMA 2020 para revisiones sistemáticas, y la herramienta QUADAS-2 (Quality Assessment Applicability for Diagnostic Accuracy Studies) para la evaluar la calidad metodológica y comparando los valores de Desviación estándar para determinar la precisión de los sistemas. Se incluyeron 5 estudios con una población total de 127 participantes entre 20-71 años de edad, sanos, sin impedimentos o enfermedades que afecten la función de la marcha, se incluyeron sistemas de captura de movimiento portátiles o accesibles como sistemas de captura de movimiento sin marcadores, IMU y vestibles, y que sean comparados con sistemas considerados “estándar de oro”. Las variables espacio-temporales que se evaluaron demostraron una baja dispersión de datos en sistemas MMC, IMU y wearables. Finalmente se concluyó que estos sistemas se pueden utilizar en la práctica profesional, tomando en cuenta que se deben considerar variables como los costos, la accesibilidad y diseñar protocolos específicos para las distintas patologías, de manera que así se asegure la calidad en la aplicabilidad clínica.

Palabras clave: análisis de marcha; captura de movimiento; biomecánica; captura de movimiento sin marcadores; adultos sanos

Abstract: Gait analysis represents an essential tool in the biomechanical evaluation of movement, allowing to accurately quantify the different spatio-temporal parameters associated with movement, as there are different systems of analysis that vary in their precision, the objective is to compare different systems of analysis (MMC, IMU y WD) and providing evidence that facilitates the selection of these systems for future use in professional practice. The search strategy was based on the PRISMA 2020 methodology for systematic reviews, and the QUADAS-2 (Quality Assessment Applicability for Diagnostic Accuracy Studies) tool for the evaluation of methodological quality and comparing Standard Deviation values to determine the accuracy of the systems. We included 5 studies with a total population of 127 participants between 20-71 years of age, healthy, without impairments or diseases that affect gait function, we included portable or accessible motion capture systems such as markerless motion capture systems, IMUs and wearables, and that are compared with systems considered "gold standard". The spatio-temporal variables that were evaluated demonstrated a low dispersion of data in MMC, IMU and wearable systems. Finally, it was concluded that these systems can be used in professional practice, taking into account that variables such as costs and accessibility must be considered, and specific protocols must be designed for the different pathologies, so as to ensure quality in clinical applicability.

Keywords: gait analysis 1; motion capture; biomechanics; markerless motion capture; healthy adults

1. Introducción

El análisis de la marcha humana constituye una herramienta fundamental en la evaluación del movimiento, ya que permite describir, cuantificar e interpretar patrones cinemáticos y espacio-temporales asociados al desplazamiento humano(1). En el ámbito clínico, su aplicación resulta especialmente relevante para la valoración funcional, el

seguimiento de intervenciones terapéuticas y la toma de decisiones en pacientes con patologías del miembro inferior, alteraciones neurológicas o trastornos musculoesqueléticos(2). El análisis de marcha instrumentado se define como el proceso de registro e interpretación de mediciones biomecánicas de la marcha para apoyar la toma de decisiones clínicas ante disfunción de la marcha (1).

Tradicionalmente, el análisis de la marcha se ha realizado mediante sistemas considerados de alta precisión, como los sistemas ópticos tridimensionales con marcadores (motion capture), sistemas ópticos sin marcadores y las plataformas de fuerza(3); Recientemente se ha incluido el uso de dispositivos “vestibles” (relojes inteligentes, celulares y audífonos). Estos sistemas permiten obtener mediciones detalladas de variables temporales, espaciales y cinéticas, siendo ampliamente utilizados como referencia gold standard en estudios de validación(4). Sin embargo, su uso en la práctica clínica diaria se ve limitado por la complejidad metodológica, el elevado costo de los recursos técnicos requeridos y la necesidad de personal altamente especializado(5).

No obstante, la proliferación de estos sistemas ha generado notable heterogeneidad metodológica. Un estudio multi-centro en 16 países europeos reveló que, aunque existe consenso sobre los datos recolectados y el uso del Modelo de marcha convencional (CGM), no existen guías internacionales establecidas para procedimientos estandarizados(6). Esta variabilidad complica la comparación entre estudios y la toma de decisiones basada en evidencia.

Una de las principales dificultades es la falta de consenso sobre qué variables espacio-temporales priorizar y como definir las operativamente. Aunque cadencia, tiempo de paso, tiempo de ciclo y doble apoyo son ampliamente utilizadas, sus definiciones y magnitudes varían entre investigaciones, limitando la comparabilidad(7).

Se demostró que factores ambientales (interior vs exterior) afectan significativamente velocidad de marcha y longitud de zancada, evidenciando como condiciones no estandarizadas alteran resultados(8). La asociación GAMMA (Gait and Clinical Movement Analysis) ha propuesto recomendaciones para estandarización en análisis 3D clínico, cubriendo requisitos técnicos, gestión de personal, aseguramiento de calidad y reportes uniformes(9). Estas iniciativas regionales representan un avance, pero aún falta consenso global.

Desde la perspectiva clínica, persisten desafíos significativos, la observación visual subjetiva sigue prevaleciendo por falta de acceso a sistemas complejos, pese a su baja fiabilidad, por ejemplo un estudio reportó confiabilidad intra-observador >0.6, pero inter-observador solo 0.04 - 0.59 para ángulos articulares(10).

Una revisión umbrella de 17 revisiones sistemáticas (308 estudios primarios) concluyó que la falta de estandarización, validación rigurosa y usabilidad limita la adopción clínica de tecnologías wearables; se necesitan pruebas en el mundo real y diseño centrado en el usuario(11). Estudios en poblaciones clínicas reales son escasos, concentrándose mayoritariamente en sanos. Una segunda revisión enfatiza que a pesar de los avances tecnológicos, el acceso general a laboratorios de análisis de marcha sigue siendo relativamente limitado, y los análisis basados en laboratorio pueden no representar adecuadamente el mundo real(12). Estas barreras han motivado el desarrollo de alternativas más accesibles que equilibren precisión y aplicabilidad clínica, especialmente en entornos con recursos limitados.

Por lo tanto, se hace necesario sintetizar la evidencia sobre validez de sistemas de análisis de marcha. El presente estudio analiza y compara la validez de diferentes sistemas en sujetos sanos, con el objetivo de proporcionar evidencia que facilite la selección clínica, promueva la estandarización metodológica y supere las barreras actuales para la implementación sistemática en la práctica habitual.

2. Materiales and Métodos

La revisión sistemática se llevó a cabo siguiendo las directrices de PRISMA 2020(13), donde se buscó estudios de precisión diagnóstica para evaluar la precisión de sistemas alternativos (sensores inerciales y captura sin marcadores) en comparación con sistemas de referencia. La calidad metodológica de los estudios primarios se evaluó mediante la herramienta QUADAS-2(14), analizando el riesgo de sesgo y la aplicabilidad en cuatro dominios: selección de pacientes, prueba índice, prueba de referencia y flujo y tiempos.

2.1. Criterios de inclusión y exclusión

Se incluyeron en este estudio: Individuos considerados “sanos”, definidos como personas sin impedimentos musculoesqueléticos, enfermedades neurodegenerativas o trastornos cognitivos que afecten la función de la marcha. Se incluyen participantes recreativamente activos con rangos de edad que, dependiendo del estudio, fluctúan entre los 18 y 80 años.

También se incluyen sistemas de análisis de marcha portátiles o accesibles, incluyendo captura de movimiento sin marcadores (MMC) impulsada por IA y dispositivos wearables (IMU, plantillas de presión, celulares, etc). Estos estudios deben incluir sistemas de captura de movimiento considerados “estándar de oro” como sistemas con marcadores y plataformas de fuerza de grado laboratorio. Y estudios que reporten la desviación estándar como variable para determinar la precisión y dispersión de sus mediciones y que sean comparables con otros estudios.

Se excluyeron para esta revisión estudios como revisiones narrativas, que no incluían una comparación con un estándar de oro, que las variables utilizadas se diferencien por lado observado (ejemplo: longitud de paso izq/der), además que hayan incluido: pacientes con patologías como Parkinson, Artritis psoriásica, Enfermedad Cerebro Vascular (ECV), Ataxia o amputaciones de miembros inferiores. También pacientes que requirieron asistencia o ayudas técnicas para caminar, mujeres embarazadas o personas que hayan tenido cirugías mayores en los últimos 6 meses.

2.2. Estrategia de búsqueda

Se realizó la búsqueda en 3 bases de datos (Pubmed, Scopus y Web of Science), hasta Octubre de 2025. Se utilizaron descriptores controlados (MeSH) y términos libres relacionados con el análisis de marcha y los sistemas de captura de movimiento. La estrategia combinó operadores booleanos de la siguiente manera: ("gait analysis"[MeSH Terms] OR ("gait"[All Fields] AND "analysis"[All Fields]) OR "gait analysis"[All Fields]) AND ("motion capture"[MeSH Terms] OR ("motion"[All Fields] AND "capture"[All Fields]) OR "motion capture"[All Fields] OR ("motion"[All Fields] AND "capture"[All Fields] AND "mocap"[All Fields]) OR "motion capture mocap"[All Fields]) AND "markerless"[All Fields]. Y los resultados fueron exportados a un gestor bibliográfico para la eliminación de duplicados previo al cribado según las directrices de PRISMA 2020(13).

2.3. Recolección de datos

En este contexto, se implementó un sistema de clasificación o ranking de los estudios basado en el valor de la Desviación Estándar reportado por cada variable, ordenado de menor a mayor con el objetivo de determinar que sistemas tienen mayor precisión al medir cada valor, esta medida estadística es ideal para usar con pocas variables ya que se debe calcular por cada grupo de datos(15). La mayoría de validaciones se hicieron en sujetos sanos para reducir su variabilidad patológica, proporcionando una base metodológica inicial, aunque con ciertas limitaciones(3).

El estudio se centró en comparar la precisión de los sistemas en las siguientes variables identificadas como comunes en los estudios seleccionados: Parámetros espacio-temporales (STP): Cadencia, velocidad de marcha, longitud de zancada, tiempo de ciclo, tiempo de doble de paso.

2.4. Evaluación de sesgo

Se aplicó la herramienta QUADAS-2(14) **Tabla 1** de forma independiente por dos revisores. Se pondrá especial énfasis en la aplicabilidad (Dominio 1), dado que muchos estudios en personas sanas se limitan a adultos jóvenes, lo que podría no representar a toda la población sana de mayor edad.

Tabla 1. Resultados de la herramienta QUADAS-2

Estudio	Riesgo de sesgo				Preocupaciones de aplicabilidad		
	Selección de pacientes	Prueba índice	Prueba de referencia	Flujo y tiempo	Selección de pacientes	Prueba índice	Prueba de referencia
Jaén-Carrillo et al. (2023) (16)	BR	BR	BR	BR	BR	BR	BR
Hii et al. (2023) (17)	RI	BR	BR	BR	BR	BR	BR

Riek at al. (2023) (18)	BR	BR	BR	BR	BR	BR	BR
Huang et al. (2025) (19)	BR	BR	BR	BR	BR	BR	BR
Powell et al. (2025) (20)	BR	BR	BR	BR	BR	BR	BR

BR= Bajo riesgo; AR= Alto riesgo; RI= Riesgo incierto; En el estudio de Jaén-Carrilo et al (2023)(16) la selección de pacientes del estudio definió claramente sus criterios de inclusión y exclusión para adultos sanos sin patologías ni alteraciones funcionales de la marcha. Aunque el muestreo fue aleatorio, el rango de participantes va de los 20-30 años de edad, excluyendo a participantes adultos mayores pero que no están excluidos, por lo que se considera bajo riesgo. La prueba índice y el protocolo del estudio fue descrita detalladamente, Al ser un sistema basado en algoritmos se minimiza el sesgo de interpretación subjetiva. El sistema optoelectrónico del estudio está validado y reconocido como “estándar de oro” en análisis biomecánico. Hii et al. (2023)(17), definió claramente sus criterios de inclusión y exclusión para adultos sanos sin patologías ni alteraciones funcionales de la marcha. Con una población de un rango de edad amplio, pero utiliza datos de grabación de sus pacientes por lo que se considerado riesgo incierto. La prueba índice y el protocolo del estudio fue descrita detalladamente, Al ser un sistema basado en algoritmos se minimiza el sesgo de interpretación subjetiva. El sistema optoelectrónico del estudio está validado y reconocido como “estándar de oro” en análisis biomecánico. Riek et al. (2023)(18), definió claramente sus criterios de inclusión y exclusión para adultos sanos sin patologías ni alteraciones funcionales de la marcha. Con 2 participantes excluidos reportado por fallos en los equipos por lo que se considera bajo riesgo. La prueba índice y el protocolo del estudio fue descrita detalladamente, Al ser un sistema basado en algoritmos se minimiza el sesgo de interpretación subjetiva. El sistema optoelectrónico del estudio está validado y reconocido como “estándar de oro” en análisis biomecánico. Huang et al. (2025)(19), definió claramente sus criterios de inclusión y exclusión para adultos sanos sin patologías ni alteraciones funcionales de la marcha. E incluyó grupos de diferentes fenotipos (talla, peso y edad), por lo que se considera bajo riesgo. La prueba índice y el protocolo del estudio fue descrita detalladamente, Al ser un sistema basado en algoritmos se minimiza el sesgo de interpretación subjetiva. El sistema optoelectrónico del estudio está validado y reconocido como “estándar de oro” en análisis biomecánico. Powell et al. (2025)(20), definió claramente sus criterios de inclusión y exclusión para adultos sanos sin patologías ni alteraciones funcionales de la marcha. Y reportó dar una compensación monetaria por la participación, sin embargo los participantes fueron voluntarios, por lo que se considera bajo riesgo. La prueba índice y el protocolo del estudio fue descrita detalladamente, Al ser un sistema basado en algoritmos se minimiza el sesgo de interpretación subjetiva. El sistema optoelectrónico del estudio está validado y reconocido como “estándar de oro” en análisis biomecánico. Tabla de calidad metodológica; Elaboración propia a partir de los datos obtenidos de la investigación

3. Resultados

El proceso de selección de los estudios se llevó a cabo siguiendo las directrices de la declaración PRISMA 2020(13) para revisiones sistemáticas. La búsqueda inicial en las bases de datos permitió identificar un conjunto de registros los cuales se eliminaron los duplicados antes de iniciar la fase de cribado. Posteriormente, se evaluaron los artículos mediante la revisión de títulos y resúmenes para seleccionar aquellos aptos para una evaluación detallada a texto completo. Tras aplicar los criterios de elegibilidad y exclusión, se incluyeron finalmente los estudios originales en la revisión **Figura1**. Las investigaciones seleccionadas comprenden una población total de participantes sanos, con tamaños muestrales que oscilan entre 9 y 37 individuos por estudio.

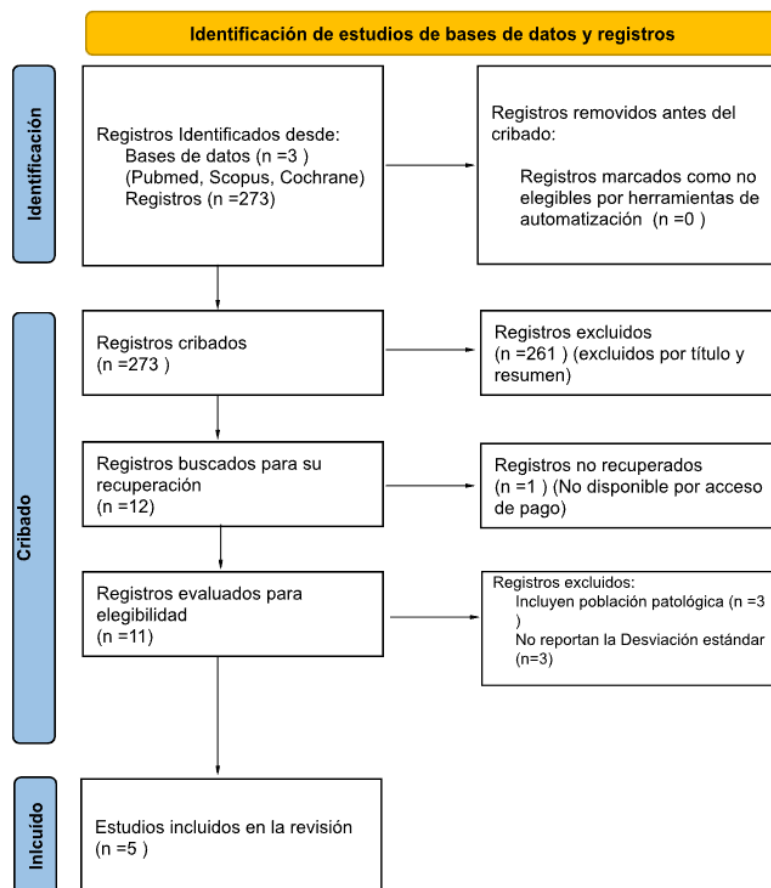


Figura 1. Flujograma selección de estudios PRISMA 2020(13)

Los estudios incluidos emplearon diversos sistemas de análisis de marcha, clasificándose en tecnologías de captura de movimiento sin marcadores (MMC) basadas en inteligencia artificial y dispositivos vestibles (Wearables Devices). Los instrumentos abarcaron sensores inerciales (IMU), unidades bluetooth, plantillas de presión capacitivas y sistemas de visión computacional que utilizan algoritmos como MediaPipe Pose(17) y MotionMetrix(16). Estos sistemas fueron validados frente a estándares de oro de laboratorio, tales como los sistemas optoelectrónicos Vicon(21), Qualisys(22) u OptiTrack(23), en ocasiones complementados con plataformas de fuerza AMTI(24) o Bertec(25). Las variables evaluadas fueron los parámetros espacio-temporales. La población de estudio consistió uniformemente en individuos adultos sanos y recreativamente activos, sin impedimentos musculoesqueléticos ni enfermedades neurodegenerativas, toda esta información se detalla en la **Tabla 1**.

Tabla 1. Tabla de operacionalización de variables

Autor	Tipo de estudio	Sistema de análisis	Sistema comparativo	Variables evaluadas	Instrumentos	Índice estadístico	Tamaño muestral	Características de población
Jaén-Carrillo et al. (2023)(16)	Nivel de acuerdo	MotionMetrix	3D MCS (Qualisys)(22)	Fases del ciclo, longitud de zancada, ángulos de rodilla	2 sensores Kinect, 8 cámaras Oqus	ICC, R de Pearson, SEE, DE	24	Adultos jóvenes activos
Hii et al. (2023)(17)	Validación de fiabilidad	MediaPipe Pose	Vicon Motion Capture(21)	Parámetros temporales	Cámara digital Basler, Media Pipe Pose	ICC, R de Pearson, DE	31	Adultos sanos 20-65 años
Riek et al. (2023)(18)	Validación de estabilidad	Imu Suit (Xsens)	MOCAP (Vicon)(21)	Velocidad de paso, longitud/anchura de paso	17 sensores IMU, 8 marcadores ópticos, Xsens software	ANOVA medidas repetidas, Bland-Altman, ICC, DE	10	Adultos sanos 23,8 ±3,2 años
Huang et al. (2025)(19)	Equivalencia y validez	FeetMe Insoles	MoCap (Vicon)(21) y FP (AMTI)(24)	Parámetros estáticos (CoP) y espacio-temporales	18 sensores de presión capacitivos, IMU6 ejes, 10 cámaras	TOST, ICC, Bland-Altman, DE	37	Adultos sanos 23-71 años
Powell et al. (2025)(20)	Validación y Fiabilidad	MoveLab (Smartphone)	MoCap (Qualisys)(22)	Velocidad, cadencia, tiempos, TUG Y STS	Smartphone Android, 12 cámaras infrarrojas	ICC, R de Pearson, Bland-Altman, Alfa de Cronbach, DE	25	Adultos sanos, media de 31,8 años

MMC: (Markerless Motion Capture), **STP:** (Spatiotemporal Parameters), **ICC:** (Intraclass Correlation Coefficient), **DE:** Desviación estándar. Matriz de operacionalización de variables; Elaboración propia a partir de los datos obtenidos del estudio

3.1. Cadencia

Se identificaron 3 estudios que reportaron diversos valores de dsipersión para la variable cadencia **Tabla 2**, expresados mediante la desviación estándar (DE). El sistema MotionMetrix(16) reportó una DE de 4.85 pasos/min durante la marcha controlada a 5 km/h. Por su parte, las plantillas inteligentes FeetMe(19) presentaron una DE de 27.3 pasos/min en sus mediciones. Finalmente, en el estudio de validación del sistema MoveLab(20), reportó una DE de 0.04 en unidades de 100pasos/minuto.

Tabla 2. Resultados de los estudios con la variable cadencia

Artículo	Sistema evaluado	Sistema comparativo	Variable	Desviación Estándar	Magnitud de medición
Powell et al. (2025)(20)	MoveLab	Qualisys (MoCap)	Cadencia	0.04	100 steps/min
Jaén-Carrillo et al. (2023)(16)	MotionMetrix	Qualisys (MoCap)	Cadencia (5km/h)	4.85	Steps/min
Huang et al. (2025)(19)	Feet Me Insoles	Vicon / AMTI	Cadencia	27.3	Steps/min

La magnitud de medición en el estudio de Powell et al. (2025)(20), se expresa como 100 steps/min, sin embargo esto no afecta a la DE.

3.2. Tiempo de ciclo

Se identificaron 3 estudios que evaluaron el tiempo de ciclo o tiempo de zancada **Tabla 3**. En cuanto a variabilidad de los datos, el sistema MoveLab(20) reportó una DE de 0.02 s. Por su parte, el sistema MotinMetrix(16) presentó una DE de 0.12s durante la marcha a 5km/h, mientras que las plantillas FeetMe(19) registraron una DE de 0.731 s.

Tabla 3. Resultados de los estudios con la variable Tiempo de ciclo

Artículo	Sistema evaluado	Sistema comparativo	Variable	Desviación estándar	Magnitud de medición
Powell et al. (2025)(20)	MoveLab	Qualisys (MoCap)	Cycle time	0.02	Segundos
Jaén-Carrillo et al. (2023)(16)	MotionMetrix	Qualisys (MoCap)	Gait Cycle 5 km/h	0.12	Segundos

Huang et al. (2025)(19)	FeetMe Insoles	Vicon / AMTI	Gait cycle	0.731	Segundos
----------------------------	-------------------	--------------	------------	-------	----------

Esta variable se define de manera distinta dependiendo el estudio ej: Tiempo de ciclo, tiempo de zancada.

3.3. Tiempo de paso

Se identificaron 4 estudios que evaluaron el tiempo de paso **Tabla 4**. El sistema MotionMetrix(16) reportó una DE de ± 0.02 s, igualando al sistema de referencia Qualisys. El estudio de MediaPipe Pose(17) reportó una DE de ± 0.09 s. Las plantillas FeetMe(19) reportaron una DE de ± 0.37 s, mientras que MoveLab(20) registró una DE de ± 0.02 s.

Tabla 4. Resultados de los estudios con la variable Tiempo de paso

Artículo	Sistema evaluado	Sistema comparativo	Variable	Desviación estándar	Magnitud de medición
Jaén-Carrillo et al. (2023)(16)	MotionMetrix	Qualisys (MoCap)	Step time 5km/h	0.02	Segundos
Powell et al. (2025)(20)	MoveLab	Qualisys (MoCap)	Step time	0.02	Segundos
Hii et al. (2023)(17)	MediaPipe Pose	Vicon (MoCap)	Step time	0.09	Segundos
Huang et al. (2025)(19)	FeetMe Insoles	Vicon / AMTI	Step time	0.37	Segundos

En esta variable algunos autores reportaron que la captura no se toma como referencia tiempo de talón a talón en cada paso, en cambio se toma como referencia los marcadores colocados en pie (base del 2do metatarsiano).

3.4. Tiempo de doble apoyo

Cuatro estudios analizaron el tiempo de doble apoyo **Tabla 5**. MotionMetrix(16) registró una DE de ± 0.01 s, frente a los ± 0.03 s de su referencia. El análisis con MediaPipe Pose(17) arrojó una DE de ± 0.06 s. Entre los dispositivos wearables, las plantillas FeetMe(19) registraron una DE de 0.297s. Finalmente MoveLab con una DE de ± 0.02 s.

Tabla 5. Resultados de los estudios con la variable Tiempo de doble apoyo

Artículo	Sistema evaluado	Sistema comparativo	Variable	Desviación estándar	Magnitud de medición
Jaén-Carrillo et al. (2023)(16)	MotionMetrix	Qualisys (MoCap)	Double support time 5 km/h	0.01	Segundos
Powell et al. (2025)(20)	MoveLab	Qualisys (MoCap)	Double support time	0.02	Segundos

Hii et al. (2023)(17)	MediaPipe Pose	Vicon (MoCap)	Double support time	0.06	Segundos
Huang et al. (2025)(19)	FeetMe Insoles	Vicon (MoCap) / AMTI	Double support time	0.29	Segundos

Esta variable se mide el tiempo que existe mientras ambos pies están en contacto con la superficie de caminata.

3.5. Velocidad de marcha

Esta variable fue reportada predominantemente en metros por segundo (m/s). Encontrando 3 estudios que cumplieron con los criterios **Tabla 6**. IMU Suit(18): este estudio optó por reportar la velocidad en unidades adimensionales para mitigar las diferencias en el tamaño corporal de los participantes, mostrando una DE de ± 0.062 . MoveLab(20): Los valores de reportados para velocidad de caminata fueron de DE ± 0.11 m/s. Y por último FeetMe(19) reportó que las caminatas fueron controladas por metrónomo a cadencias bajas registrando una DE de ± 0.27 m/s.

Tabla 6. Resultados de los estudios con la variable velocidad de marcha

Artículo	Sistema evaluado	Sistema comparativo	Variable	Desviación estándar	Magnitud de medición
Riek et al. (2023)(18)	IMU Suit (Xsens)	Vicon (MoCap)	Speed	0.062	m/s
Powell et al. (2025)(20)	MoveLab	Qualisys (MoCap)	Speed	0.11	m/s
Huang et al. (2025)(19)	FeetMe Insoles	Vicon (MoCap) / AMTI	Speed	0.27	m/s

Esta variable varía dependiendo de la superficie de caminata y el espacio donde se realiza la prueba.

3.6. Longitud de zancada

La longitud de zancada se midió en metros (m) en 3 investigaciones **Tabla 7**. El sistema MotionMetrix(16) registró valores de longitud de zancada tomados a diferentes velocidades: DE 5 km/h ± 0.06 m; DE 10 km/h ± 0.13 m; DE 15 km/h ± 0.20 m. Las plantillas FeetMe(19) tuvieron una DE de ± 0.10 m. Finalmente el sistema MoveLab(20) obtuvo valores de DE ± 0.03 m.

Tabla 7. Resultados de los estudios con la variable Longitud de zancada

Artículo	Sistema evaluado	Sistema comparativo	Variable	Desviación Estándar	Magnitud de medición
Powell et al. (2025)(20)	MoveLab	Qualisys (MoCap)	Longitud de zancada	0.03	Metros

Jaén-Carrillo et al. (2023)(16)	MotionMetrix	Qualisys (MoCap)	Longitud de zancada 5km/h	0.06	Metros
Huang et al. (2025)(19)	FeetMe Insoles	Vicon (MoCap) / AMTI	Longitud de zancada	0.10	Metros
Jaén-Carrillo et al. (2023)(16)	MotionMetrix	Qualisys (MoCap)	Longitud de zancada 10km/h	0.13	Metros
Jaén-Carrillo et al. (2023)(16)	MotionMetrix	Qualisys (MoCap)	Longitud de zancada 15km/h	0.20	Metros

En esta variable como en tiempo de paso se utiliza como referencia la base del 2do metatarsiano.

4. Discusión

Los principales hallazgos indicaron una precisión excelente en parámetros temporales, espaciales y de frecuencia/velocidad, con DE predominantemente inferiores a ± 0.80 para variables como tiempo de paso, velocidad de marcha, longitud de zancada y tiempo de doble apoyo. Se observó variabilidad moderada en variables de frecuencia, particularmente cadencia, donde la DE osciló entre ± 0.04 y ± 27.3 según el sistema. Estos resultados se alinean con revisiones sistemáticas previas que reportan fiabilidad buena-excelente para parámetros espacio-temporales en sistemas IMU durante marcha nivelada(26,27), así como con validaciones de MMC en poblaciones neurológicas que confirman precisión comparable al estándar de oro en condiciones controladas y utilizando algoritmos adecuados para el análisis de cada patología(28). Estas métricas correlacionan fuertemente con control neuromuscular y eficiencia energética, donde reducciones $>10\%$ en cadencia señalan fatiga o deterioro motor, posicionando sistemas alternativos como herramientas viables para monitoreo ambulatorio en neurología y geriatría(28).

En relación con los parámetros temporales, el tiempo de doble apoyo mostró precisión excelente ($DE < \pm 0.29$) en sistemas IMU(18) y wearables(19,20), respaldado por estudios que validan su detección vía aceleración angular y eventos de contacto con la superficie (Heel strike/Toe off)(27), y en MMC(16,17) durante marcha cómoda y adaptada a cada patología(29). De manera similar, el tiempo de paso exhibió alta precisión en estudios que validan los sistemas IMU “foot mounted” (montaje en pies) versus Captura de movimiento, atribuible a la robustez de los algoritmos en ciclos repetitivos donde ciertos algoritmos tienen mayor precisión en ciertos ambientes comparados a un estándar de oro(30). No obstante, discrepancias emergen en revisiones que reportan menos precisión en IMU y sistemas de marcadores en cintura y cadera debido a “artefactos de tejido blando”(este es un efecto que ocurre cuando un marcador cutáneo se desplaza diferencialmente respecto a la articulación evaluada)(31). Para el tiempo de doble apoyo(16,17,20), mostraron gran precisión, aunque un estudio de sensores únicos en banda sin fin halló subestimación de transiciones bilaterales, posiblemente por latencia en detección de carga(32). Estas diferencias metodológicas, como colocación sensorial o superficie de prueba, variabilidad de las variables utilizadas, protocolos de aplicación y consenso global han sido consideradas para la estandarización en laboratorios de análisis de movimiento por la asociación GAMMA(9).

Respecto a los parámetros de longitud, la longitud de zancada demostró una alta precisión en la mayoría de sistemas evaluados, en sistemas IMU(18) durante la caminata, donde la integración de la variabilidad de la aceleración captura la progresión lineal con precisión milimétrica(27). Sistemas MMC(16) replicaron estos resultados, beneficiándose de estimación 3D sin “artefactos de tejido blando”(29). Sin embargo, un meta-análisis identificó sobreestimaciones sistemáticas (hasta 5cm) en sistemas IMU low-cost por presunción de velocidad cero en posición de contacto con el suelo, exacerbada en velocidades altas donde deslizamientos reales alteran trayectorias(33).

Biomecánicamente, esta precisión soporta aplicaciones clínicas en rehabilitación ortopédica, donde desviaciones >10% en longitud indican compensaciones lumbares, aunque validaciones en superficies irregulares son necesarias para generalización(31).

Los parámetros de frecuencia y velocidad presentaron mayor inconsistencia. La cadencia alcanzó DE muy variables en sistemas wearables(19), validado por conteo de picos de fuerza en plataformas(27,30), y en MMC IA en marcadores de pie(28). La velocidad de marcha mostró baja dispersión de datos en IMU y MMC durante caminata a ritmo natural, reflejando integración holística de parámetros espacio-temporales(34). Un estudio discrepante reportó menor precisión en sistemas IMU lumbar por sensibilidad a inclinación postural, contrastando con marcadores en pies más estables(35). También esta revisión sistemática y meta-análisis de 2025 que incluyó 38 estudios sobre IMU en adultos mayores demostró precisión alta a moderada, precisión para parámetros espacio-temporales clave: velocidad de marcha, cadencia, tiempo de paso y longitud de zancada(34). Sin embargo, métricas de variabilidad y simetría mostraron acuerdo pobre a moderado, requiriendo precaución en su interpretación clínica.

La ausencia de marcadores físicos puede mejorar la experiencia de los pacientes, elimina los accesorios o ajustes innecesarios manteniendo valores bajos de error permitiendo su aplicabilidad clínica, haciéndolo muy práctico y efectivo para analizar la marcha de una manera menos intrusiva(36). Por lo que no podemos evaluar el análisis biomecánico desde el punto de vista métrico, debemos evaluar todas sus aristas para asegurar su aplicabilidad clínica.

Las limitaciones de este estudio se dan principalmente por diferencias en la metodología y protocolos aplicados en cada sistema, lo que dificulta la comparación de estudios por la heterogeneidad de las variables. También se encontró que los estudios tienen pocos participantes adultos mayores lo que puede representar un sesgo, considerando que este grupo etario enfrenta mayor pérdida funcional de la marcha. Por lo que se requiere seguir guías y recomendaciones para estandarizar estos protocolos y adaptarlos a patologías específicas, y desarrollar nuevas investigaciones con el fin de integrar estas tecnologías de análisis biomecánico en la práctica fisioterapéutica basada en evidencia.

5. Conclusiones

Esta revisión permitió sintetizar la información disponible sobre la precisión de los distintos sistemas empleados en el análisis biomecánico de la marcha. Los resultados demostraron que los parámetros espacio-temporales tienen niveles adecuados de confiabilidad para poder ser utilizados de forma precisa en entornos clínicos comparados con sistemas “estándar de oro”. En general se encontró que los sistemas basados en IMU’s resultan ser los más precisos respecto a el sistema de referencia, como segundo los sistemas MMC que también tienen una gran precisión, pero dependen de los algoritmos utilizados para el análisis. En cambio, los sistemas wearables todavía no demuestran un rendimiento comparable a otros, pero son una alternativa en ciertos entornos. Finalmente, los hallazgos de esta revisión sugieren que, si bien estos nuevos sistemas demuestran un desempeño prometedor, su aplicación clínica debe considerar muchos factores como los costos, la accesibilidad y la capacitación del personal. Por lo que se requiere seguir guías y recomendaciones para estandarizar estos protocolos y adaptarlos a patologías específicas, y desarrollar nuevas investigaciones con el fin de integrar estas tecnologías de análisis biomecánico en la práctica fisioterapéutica basada en evidencia.

6. Contribución de los autores:

Conceptualización, P.H. y A.L.; metodología, P.H; validación, P.H; análisis formal, P.H. y A.L.; escritura—preparación del borrador o draft original, P.H.; escritura—revisión y edición, P.H.; visualización final, A.L.; supervisión, A.L.; administración y gestión de proyecto, P.H. “Todos los autores han leído y están de acuerdo con la versión final del manuscrito.” Financiamiento/Fondos: Esta investigación no recibió financiación externa Conflictos de Interés: Los autores declaran no tener conflicto de interés.

7. Referencias citadas:

1. Alderink G, Õunpuu S. Biomechanics of Human Motion and Its Clinical Applications: Instrumented Gait Analysis. *Bioengineering*. 3 de octubre de 2025;12(10):1076. doi:10.3390/bioengineering12101076
2. Perry J, Burnfield JM. Gait analysis: normal and pathological function. 2nd ed. Thorofare, NJ: SLACK; 2010. 551 p.
3. Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. *J NeuroEngineering Rehabil*. diciembre de 2006;3(1):4. doi:10.1186/1743-0003-3-4

4. Scataglini S, Abts E, Van Bocxlaer C, Van Den Bussche M, Meletani S, Truijen S. Accuracy, Validity, and Reliability of Markerless Camera-Based 3D Motion Capture Systems versus Marker-Based 3D Motion Capture Systems in Gait Analysis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sensors*. 6 de junio de 2024;24(11):3686. doi:10.3390/s24113686
5. Picerno P. 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: A review of methodological approaches. *Gait Posture*. enero de 2017;51:239-46. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.11.008
6. Armand S, Sawacha Z, Goudriaan M, Horsak B, van der Krogt M, Huenaearts C, et al. Current practices in clinical gait analysis in Europe: A comprehensive survey-based study from the European society for movement analysis in adults and children (ESMAC) standard initiative. *Gait Posture*. junio de 2024;111:65-74. doi:10.1016/j.gaitpost.2024.04.014 PubMed PMID: 38653178.
7. Hollman JH, McDade EM, Petersen RC. Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait Posture*. mayo de 2011;34(1):111-8. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.03.024
8. Brognara L, Arceri A, Zironi M, Traina F, Faldini C, Mazzotti A. Gait Spatio-Temporal Parameters Vary Significantly Between Indoor, Outdoor and Different Surfaces. *Sensors*. 21 de febrero de 2025;25(5):1314. doi:10.3390/s25051314
9. Kranzl A, Stief F, Böhm H, Alexander N, Bracht-Schweizer K, Hartmann M, et al. Recommendations of the GAMMA association for the standardization of clinical movement analysis laboratories. *Gait Posture*. marzo de 2025;117:7-15. doi:10.1016/j.gaitpost.2024.11.018
10. Matsuzaka D, Wagatsuma K, Shimada T, Ikushima K, Fujisawa H. Reliability and Validity of Observational Gait Analysis by Physical Therapists: Possibility of Verifying Accuracy and Improving Technology in Visual Measurement of Joint Angles. *Phys Ther Res*. 2025;28(2):129-36. doi:10.1298/ptr.E10342
11. Masurkar PP, Rikame S. Gait assessment using wearable technologies in neurological disorders: a rapid umbrella. *Neurodegener Dis Manag*. 30 de septiembre de 2025;1-14. doi:10.1080/17582024.2025.2560775
12. Jeyasingh-Jacob J, Crook-Rumsey M, Shah H, Joseph T, Abulikemu S, Daniels S, et al. Markerless Motion Capture to Quantify Functional Performance in Neurodegeneration: Systematic Review. *JMIR Aging*. 6 de agosto de 2024;7:e52582. doi:10.2196/52582
13. Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, Boutron I, Hoffmann TC, Mulrow CD, et al. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. *BMJ*. 29 de marzo de 2021;n71. doi:10.1136/bmj.n71
14. Whiting PF, Rutjes AWS, Westwood ME, Mallett S, Deeks JJ, Reitsma JB, et al. QUADAS-2: A Revised Tool for the Quality Assessment of Diagnostic Accuracy Studies. *Ann Intern Med*. 18 de octubre de 2011;155(8):529-36. doi:10.7326/0003-4819-155-8-201110180-00009
15. Whitley E, Ball J. [No title found]. *Crit Care*. 2002;6(1):66. doi:10.1186/cc1455

16. Jaén-Carrillo D, García-Pinillos F, Chicano-Gutiérrez JM, Pérez-Castilla A, Soto-Hermoso V, Molina-Molina A, et al. Level of Agreement between the MotionMetrix System and an Optoelectronic Motion Capture System for Walking and Running Gait Measurements. *Sensors*. 9 de mayo de 2023;23(10):4576. doi:10.3390/s23104576
17. Hii CST, Gan KB, Zainal N, Mohamed Ibrahim N, Azmin S, Mat Desa SH, et al. Automated Gait Analysis Based on a Marker-Free Pose Estimation Model. *Sensors*. 18 de julio de 2023;23(14):6489. doi:10.3390/s23146489
18. Riek PM, Best AN, Wu AR. Validation of Inertial Sensors to Evaluate Gait Stability. *Sensors*. 31 de enero de 2023;23(3):1547. doi:10.3390/s23031547
19. Huang P, Mostovov A, Cohen R, Cadilhac C, Pionnier R. Comparison of feetme insoles with a motion capture system coupled to force plates for assessing gait and posture. *Sci Rep*. 18 de abril de 2025;15(1):13476. doi:10.1038/s41598-025-96878-8
20. Powell K, Amer A, Glavcheva-Laleva Z, Williams J, O'Flaherty Farrell C, Harwood F, et al. MoveLab®: Validation and Development of Novel Cross-Platform Gait and Mobility Assessments Using Gold Standard Motion Capture and Clinical Standard Assessment. *Sensors*. 12 de septiembre de 2025;25(18):5706. doi:10.3390/s25185706
21. Smirnova V, Khamaturova R, Kharin N, Yaikova E, Baltina T, Sachenkov O. The Automatization of the Gait Analysis by the Vicon Video System: A Pilot Study. *Sensors*. 21 de septiembre de 2022;22(19):7178. doi:10.3390/s22197178
22. Almeida LPD, Guenka LC, Felipe DDO, Ishii RP, Campos PSD, Burke TN. Correlation between MOVA3D, a Monocular Movement Analysis System, and Qualisys Track Manager (QTM) during Lower Limb Movements in Healthy Adults: A Preliminary Study. *Int J Environ Res Public Health*. 26 de agosto de 2023;20(17):6657. doi:10.3390/ijerph20176657
23. Balci IC, Sayin I, Salturk S, Gursoy R, Ozsoy U, Dogru HC, et al. Reliability assessment of markerless technologies in biomechanical motion analysis: a performance comparison. *Front Sports Act Living*. 12 de enero de 2026;7:1712332. doi:10.3389/fspor.2025.1712332
24. Fortune E, Crenshaw J, Lugade V, Kaufman KR. Dynamic assessment of center of pressure measurements from an instrumented AMTI treadmill with controlled precision. *Med Eng Phys*. 1 de abril de 2017;42(1):99-104. doi:10.1016/j.medengphy.2017.01.002
25. Summers SJ, Antcliff S, Waddington G, Wallwork S. Reliability and learning effects of repeated exposure to the Bertec Balance Advantage sensory organisation test in healthy individuals. *Gait Posture*. marzo de 2022;93:205-11. doi:10.1016/j.gaitpost.2022.02.004
26. Prelević M, Dopsaj M, Stančin S. Timing in Lower Limb Complex Movement Tests for DanceSport Athletes: Relation between FitLight Trainer and IMU Measurements. *Sensors*. 28 de enero de 2023;23(3):1456. doi:10.3390/s23031456
27. He Y, Chen Y, Tang L, Chen J, Tang J, Yang X, et al. Accuracy validation of a wearable IMU-based gait analysis in healthy female. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2 de enero de 2024;16(1):2. doi:10.1186/s13102-023-00792-3

-
28. Seuthe J, Barbieri FA, Grotherr J, Hauptmann B, Schlenstedt C. Validation of markerless motion capture for spatiotemporal gait measures in people with Parkinson's disease. *J Biomech.* diciembre de 2025;193:113008. doi:10.1016/j.jbiomech.2025.113008
 29. Alammari BJ, Schoenwether B, Ripic Z, Kirk-Sanchez N, Eltoukhy M, Bishop L. Validity of AI-Driven Markerless Motion Capture for Spatiotemporal Gait Analysis in Stroke Survivors. *Sensors.* 27 de agosto de 2025;25(17):5315. doi:10.3390/s25175315
 30. Kvist A, Tinmark F, Bezuidenhout L, Reimeringer M, Conradsson DM, Franzén E. Validation of algorithms for calculating spatiotemporal gait parameters during continuous turning using lumbar and foot mounted inertial measurement units. *J Biomech.* enero de 2024;162:111907. doi:10.1016/j.jbiomech.2023.111907
 31. Fiorentino NM, Atkins PR, Kutschke MJ, Goebel JM, Foreman KB, Anderson AE. Soft tissue artifact causes significant errors in the calculation of joint angles and range of motion at the hip. *Gait Posture.* junio de 2017;55:184-90. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.03.033
 32. Kanko RM, Laende EK, Strutzenberger G, Brown M, Selbie WS, DePaul V, et al. Assessment of spatiotemporal gait parameters using a deep learning algorithm-based markerless motion capture system. *J Biomech.* junio de 2021;122:110414. doi:10.1016/j.jbiomech.2021.110414
 33. Aristizábal Pla G, Martini DN, Potter MV, Hoogkamer W. Assessing the validity of the zero-velocity update method for sprinting speeds. *PloS One.* 2024;19(2):e0288896. doi:10.1371/journal.pone.0288896 PubMed PMID: 38329957; PubMed Central PMCID: PMC10852269.
 34. Yin L, Xu X, Wang R, Li F, Wang Y, Wang L. Validity and reliability of inertial measurement units on gait, static balance and functional mobility performance among community-dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. *EFORT Open Rev.* 1 de abril de 2025;10(4):172-85. doi:10.1530/EOR-2024-0088
 35. Lerín-Calvo A, Prisco G, Fernández-Maza E, Núñez-González M, Santiago-Lorrio G, Donisi L, et al. Assessing the Validity and Reliability of a Single Lumbar-Mounted IMU System for Gait Analysis. *Sensors.* 17 de diciembre de 2025;25(24):7643. doi:10.3390/s25247643
 36. Espitia-Mora LA, Vélez-Guerrero MA, Callejas-Cuervo M. Development of a Low-Cost Markerless Optical Motion Capture System for Gait Analysis and Anthropometric Parameter Quantification. *Sensors.* 24 de mayo de 2024;24(11):3371. doi:10.3390/s24113371