





# Obtención y análisis del patrón preliminar de marcha normal en sujetos cubanos

## Obtention and analysis of the preliminary pattern of normal gait in Cuban subjects

María Isabel Yepe Muñiz<sup>1\*</sup> , Joyce Taboada Díaz<sup>2</sup> , Tania Rodríguez Moliner<sup>2</sup> ,  
Angel Regueiro Gómez<sup>1</sup> 

1. Universidad Tecnológica de La Habana José Antonio Echeverría, Centro de Estudios Biomédicos (CEBIO). La Habana, Cuba.
2. Universidad Tecnológica de La Habana José Antonio Echeverría, Facultad de Ingeniería Mecánica, Grupo de Biomecánica. La Habana, Cuba.

\*Autor de correspondencia: [myepemuniz@gmail.com](mailto:myepemuniz@gmail.com)

Este documento posee una [licencia Creative Commons Reconocimiento-No Comercial 4.0 internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)



Recibido: 1 de febrero de 2025

Aceptado: 12 de abril de 2026

Publicado: 12 de abril de 2026

### Resumen

El patrón de marcha humano puede ser estudiado y constituido gracias a que existen características similares entre una persona y otra, a pesar de que cada una presenta una forma particular de caminar. El objetivo de esta investigación consistió en la determinación del patrón de marcha normal en sujetos cubanos. Se obtuvo un patrón preliminar de marcha normal mediante el uso del Laboratorio de Marcha del Hospital de Rehabilitación Julio Díaz y de los *software* Vicon Nexus y Vicon Polygon para el procesamiento de la información. Fueron analizados los parámetros de la marcha del patrón obtenido, comparándolo con el patrón de referencia con que se cuenta en el

Laboratorio, el cual es característico de la población de otro país, evidenciándose una alta semejanza entre un patrón y otro, a pesar de existir determinadas diferencias. Se demostró la factibilidad del protocolo establecido para la determinación de patrones de marcha en el Laboratorio del Hospital Julio Díaz, lo cual permite diagnósticos más exactos que posibilitan tratamientos de rehabilitación y terapia más afín al padecimiento y motricidad de los pacientes cubanos.

**Palabras claves:** análisis cinemático de la marcha, marcha normal en sujetos cubanos, patrón de marcha cubano, patrón de marcha preliminar.

### Abstract

The human gait pattern can be studied and established because there are similar characteristics between one person and another, despite each one has a particular gait pattern. The objective of this research was to determine the normal gait pattern in Cuban subjects. A preliminary normal gait pattern was obtained using the Gait Laboratory at the Julio Díaz Rehabilitation Hospital and the Vicon Nexus and Vicon Polygon softwares for data processing. The gait parameters of the obtained pattern were analyzed and compared with the reference pattern available at the Laboratory, which is characteristic of the population of

another country. A high similarity was evident between the two patterns, despite certain differences. The feasibility of the protocol established for determining gait patterns in the Julio Díaz Hospital Laboratory was demonstrated, allowing for more accurate diagnoses that enable rehabilitation and therapy more tailored to the condition and motor skills of Cuban patients.

**Key words:** kinematic analysis of gait, normal gait in Cuban subjects, Cuban gait pattern, preliminary gait pattern.

### Cómo citar este artículo, norma Vancouver:

Yepe Muñiz MI, Taboada Díaz J, Rodríguez Moliner T, Regueiro Gómez A. Obtención y análisis del patrón preliminar de marcha normal en sujetos cubanos. *Ingeniería Mecánica*. 2026;29:e718.

## 1. Introducción

La marcha de una persona está influenciada por las características físicas individuales y el entorno, y puede presentar alteraciones debidas a posturas inadecuadas o enfermedades, las cuales no siempre son detectables con métodos médicos clásicos [1, 2]. Debido a esto, el estudio biomecánico resulta fundamental, el cual integra herramientas que analizan patrones cinéticos y cinemáticos, consumo energético y actividad muscular [3]. Actualmente estos estudios se focalizan en personas niños, deportistas, y adultos mayores con el propósito de corregir defectos, mejorar el rendimiento o facilitar una movilidad activa y saludable, previniendo así daños irreversibles.

En sus inicios, los estudios biomecánicos eran efectuados solamente de manera visual. Los primeros avances tecnológicos en esta área aparecieron en el siglo XIX con el invento de la cámara fotográfica [4]. Luego, Etienne Jules Marey desarrolló el fúsil eléctrico, el cual permitía tomar fotos secuenciales, y comenzó a emplear plataformas dinamométricas para medir fuerzas de presión al suelo al caminar. El investigador Eadweard Muybridge desarrolló la fotografía seriada y Christian Wilhelm Braune y Otto Fischer fueron pioneros al realizar el primer análisis tridimensional del movimiento humano usando tubos de luz y cámaras sincronizadas [5, 6].

En el siglo XX, se perfeccionaron herramientas como pasillos de espejos para visualizar el cuerpo en movimiento, plataformas de fuerzas capaces de medir presiones en múltiples direcciones, y técnicas para estudiar la influencia muscular mediante palpación y electromiografía [7, 8, 9]. Investigadores también midieron el costo metabólico de la marcha en relación con el consumo de oxígeno [10].

Después de la Segunda Guerra Mundial, se crearon los primeros laboratorios especializados para el análisis detallado del movimiento humano, incorporando cinematografía y electromiografía para obtener datos precisos sobre la dinámica locomotora [11]. En 1960, David Sutherland estableció un laboratorio enfocado en niños con parálisis cerebral para estudiar sus alteraciones biomecánicas [5]. Recientemente, en Latinoamérica, la Universidad Nacional de Colombia desarrolló un laboratorio con arquitectura abierta que integraba electromiografía, plataformas de fuerza y análisis cinemático, introduciendo métodos innovadores para seguir el centro de masa durante el desplazamiento [12].

Actualmente, tecnologías emergentes como sensores inerciales, dispositivos portables (wearables), inteligencia artificial y aprendizaje automático han permitido monitorear el movimiento en entornos naturales fuera de los laboratorios tradicionales. Estas herramientas facilitan análisis más accesibles y precisos, automatizan el procesamiento de datos, y mejoran la interpretación de resultados [13]. Además, la realidad virtual y aumentada están revolucionando la rehabilitación al crear ambientes inmersivos y personalizados, ayudando en el diagnóstico, tratamiento, diseño de prótesis y educación para promover patrones de movimiento saludables [14].

En el contexto cubano, el análisis de la marcha está organizado en un sistema de tres niveles: el primer nivel corresponde a los médicos de la familia que detectan signos iniciales. El segundo nivel involucra policlínicos y hospitales donde se realizan análisis complementarios para confirmar patologías. Finalmente, el tercer nivel está conformado por laboratorios especializados que diagnostican con precisión, prescriben tratamientos y realizan seguimiento.

El Centro Nacional de Rehabilitación Julio Díaz, en La Habana, Cuba, lidera el diseño de protocolos para estos procesos. A diferencia de países con laboratorios de marcha consolidados, Cuba dependió durante años de diagnósticos observacionales, con variabilidad y subjetividad. En junio de 2022, se inauguró en el Hospital Nacional de Rehabilitación Julio Díaz un laboratorio de análisis de la marcha de última generación, único en el país, que está permitiendo mejorar los diagnósticos y abrir nuevas posibilidades de investigación. Sin embargo, a pesar de contar con equipamiento moderno, el patrón que se emplea como referente para determinar con exactitud las anomalías en la marcha de los pacientes que ahí acuden, es característico de una población extranjera, lo que puede inducir a diagnósticos erróneos debido a que sus rasgos anatómicos y motores tendrán diferencias con los de la población cubana. Debido a esto, surge la necesidad de contar en el laboratorio de marcha con un patrón típico de nuestra población que responda a estas necesidades.

La investigación siguió como objetivo la determinación del patrón de marcha normal en sujetos cubanos. Se capturó la marcha de 15 sujetos sanos en el laboratorio, seleccionados según un grupo de requisitos previamente definidos, y se procesó la información obtenida empleando los softwares de tecnología Vicon. Con los datos obtenidos se logró confeccionar un patrón de marcha normal preliminar en sujetos cubanos, que se consolidará con el aumento de la muestra de estudio. La investigación y sus resultados permitieron demostrar la fiabilidad del equipamiento para la confección y análisis de patrones de marcha, al permitir obtener y caracterizar los primeros elementos del patrón de marcha normal en cubanos, resaltándose una alta semejanza entre los patrones de las piernas izquierda y derecha, así como entre ambos y el patrón de referencia con el que se cuenta actualmente.

## 2. Métodos y Materiales

Se utilizó como área de trabajo el Laboratorio para el Análisis de la Marcha, el cual se ubica en el Hospital Nacional de Rehabilitación Julio Díaz, en La Habana, Cuba.

El mismo está equipado con un sistema de dos cámaras de video de alta definición y ocho cámaras infrarrojas, ambas fabricadas por la empresa VICON con sede en Reino Unido. Las últimas emiten luz infrarroja, la cual es reflejada por los marcadores pasivos colocados en el paciente. Dichas cámaras detectan esta reflexión, determinando así la ubicación de los marcadores.

El laboratorio también cuenta con dos pasarelas estáticas: una de mayor longitud, midiendo 15 metros en dirección longitudinal, y otra más corta, con 10 metros de largo en dirección transversal. En la intersección de ambas se encuentran instaladas cinco plataformas de fuerzas (4 BTS y 1 Kistler) utilizadas para analizar las fuerzas que se producen al caminar. En esta misma área se sitúa la zona de captura, hacia la cual están orientadas las cámaras de video e infrarrojas.

Para monitorear la captación de la marcha del sujeto en tiempo real se utilizó computadora marca DELL.

Adicionalmente el laboratorio dispone de tres habitaciones: una destinada a la realización del examen físico de los pacientes a estudiar; otra con dos computadoras marca DELL, ambas equipadas con los software Vicon Nexus y Vicon Polygon para el procesamiento de la información obtenida; y una con todo el equipamiento de los servidores de respaldo.

### Metodología

En la literatura consultada, la mayoría de los científicos que han investigado la marcha sostienen que es entre los 7 y 9 años de edad cuando el ser humano adquiere la marcha definitiva. A partir de ese momento, solo cambian parámetros relacionados con la velocidad, todo esto como resultado del crecimiento del niño, pero que no afecta su patrón de marcha [15]. Considerando estos aspectos, como criterio de selección para el estudio, se decidió estudiar sujetos que se encontraran en el rango de edad de 9 a 18 años, estableciendo 30 sujetos como muestra mínima deseada, de acuerdo con el Teorema del Límite Central. Esto aseguró que la muestra estuviera integrada por el patrón de personas cuya marcha fuera similar a la de un adulto, además de que integrara todas las variaciones espacio-temporales que en la edad pediátrica pudieran ocurrir.

Con la ayuda de un grupo de expertos y profesionales del campo de la rehabilitación, fueron seleccionados un total de 15 niños para ser estudiados, quienes no presentaban ninguna enfermedad, afección ortopédica, neurológica, conductual o cognitiva; y eran de diferentes sexos (femenino y masculino). Al garantizar estos aspectos, se logró que el patrón fuera lo más general posible, pudiendo ser empleado para el diagnóstico de cualquier paciente en el futuro.

Teniendo en cuenta que es la primera vez que se efectúa una investigación de este tipo en el laboratorio, se decidió estudiar solamente los parámetros cinemáticos; estos caracterizan la marcha sin tener en cuenta las fuerzas que en ella tienen lugar. Específicamente se estudiaron: flexión dorsi-plantar del tobillo, flexo-extensión de la cadera, abducción-aducción de la cadera, rotación de la cadera, flexo-extensión de la rodilla, abducción-aducción de la rodilla, inclinación de la pelvis, oblicuidad de la pelvis y rotación de la pelvis.

Como método de estudio de la marcha, se seleccionó el análisis óptico con el uso de marcadores pasivos, complementado con la utilización de cámaras de video y plataformas de fuerzas. Para el desarrollo de la investigación propuesta, se le fijaron a cada niño los marcadores pasivos en zonas anatómicas específicas de las extremidades inferiores. Estas determinaciones estuvieron dadas por los recursos y el equipamiento con que se contó en el laboratorio.

Fueron efectuadas varias capturas en estado estático, en las que cada sujeto fue grabado en posición recta, bípeda y sin moverse sobre las plataformas de fuerzas. Luego, se grabó al niño caminando numerosas veces sobre la estera de goma en cuatro direcciones: de la plataforma 1 a la 3 (se tomaron cuatro grabaciones válidas), de la plataforma 3 a la 1 (se tomaron cuatro grabaciones válidas), de la plataforma 2 a la 4 (se tomó una grabación válida) y de la plataforma 4 a la 2 (se tomó una grabación válida).

Se verificó que existieran las 10 grabaciones necesarias del sujeto en movimiento, con la calidad requerida. Para ello, se comprobó que en cada una el niño no pisara con el mismo pie dos plataformas simultáneamente, que los marcadores fueran detectados correctamente y que no existieran interferencias en las grabaciones. Como resultado, del total de la muestra deseada (30 niños), solo se llegaron a estudiar 11 sujetos, los cuales presentaron las características mostradas en la tabla 1.

**Tabla 1.** Características de los sujetos estudiados en la investigación. Fuente: autores

Sujeto	Sexo	Peso (kg)	Estatura (mm)
1	masculino	58,0	1840
2	femenino	27,4	1375
3	femenino	34,4	1495
4	masculino	61,0	1770
5	masculino	27,0	1375
6	masculino	48,1	1600
7	masculino	34,8	1460
8	masculino	31,7	1375
9	femenino	27,8	1395
10	femenino	46,6	1650
11	femenino	37,7	1560

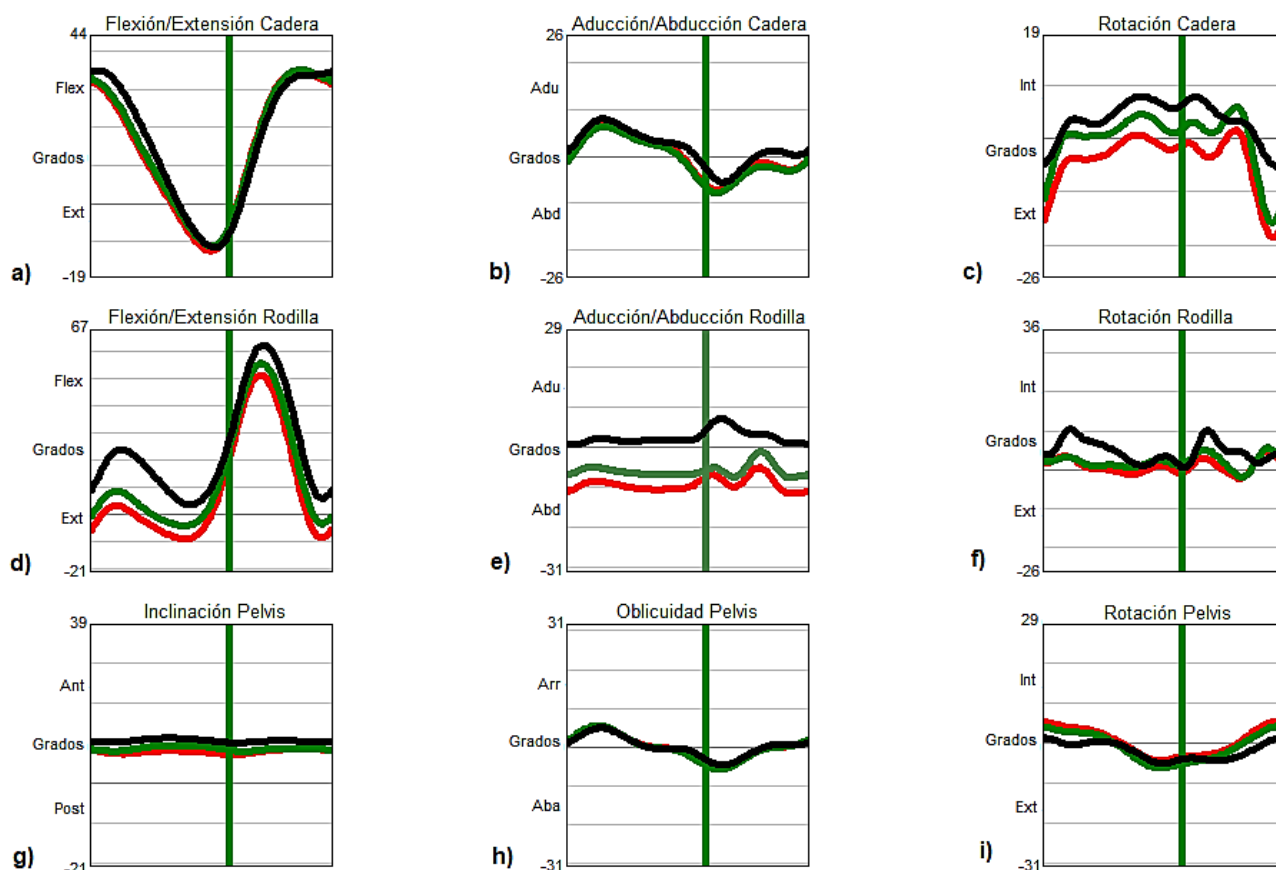
Se empleó el software Vicon Nexus para el procesamiento de las grabaciones en posición estática y se etiquetaron manualmente los marcadores. Asimismo, en las capturas dinámicas se corrigieron los intervalos vacíos en la trayectoria, así como cualquier otro defecto que pudiera existir, cuya corrección no atentara contra la validez y calidad de los resultados. Se procesaron las grabaciones de los individuos en movimiento, corrigiendo manualmente los eventos de apoyo del talón y despegue del pie de los ciclos de la marcha que realizara el sujeto y que no fueran detectados correctamente por el software.

Posteriormente, con el software Vicon Polygon se utilizó la información procesada y se generaron las curvas del patrón que describió cada parámetro analizado. Se revisaron visualmente cada una de las gráficas obtenidas y se rectificaron manualmente en caso de existir un valor anómalo en las mismas.

En total fueron procesados 110 registros válidos, a los cuales se les determinó el promedio, lo que resultó en el patrón de marcha normal de los sujetos estudiados.

### 3. Resultados y Discusión

Se obtuvo el patrón de marcha normal de los parámetros cinemáticos de las piernas derechas e izquierdas. Cada gráfica se muestra en la figura 2, en cada una se puede comparar los resultados obtenidos con el patrón de marcha referente.



**Fig. 1.** Información cinemática del patrón de marcha obtenido de cada parámetro estudiado. La curva verde representa el patrón de la pierna izquierda; la roja, el patrón de la pierna derecha; la negra, el patrón de referencia; y la línea vertical, el cambio de la fase de apoyo a la de balanceo. Fuente: autores

Fueron identificados varios aspectos distintivos en los resultados obtenidos a partir de la comparación entre los patrones de las piernas derechas e izquierda, así como entre ambas piernas y el patrón de referencia.

- **Flexión/extensión de la cadera**, figura 2a

Ambas piernas siguen un patrón similar. La pierna derecha e izquierda inicia la fase de apoyo con una flexión de cadera de  $33,18^\circ$  y  $32,38^\circ$ , respectivamente. Durante la fase de apoyo la cadera se extiende, alcanzando un valor máximo de  $-12,21^\circ$  para la pierna izquierda y un ángulo levemente mayor de  $-11,03^\circ$  para la pierna derecha. En la fase de balanceo, la cadera vuelve a flexionarse, alcanzando un máximo de  $35,05^\circ$  para la pierna izquierda y  $35,40^\circ$  para la derecha, ambos valores un poco inferiores a los  $36^\circ$  que marca el patrón de referencia en su pico máximo de flexión. Comparativamente, la pierna derecha tiende a mostrar un rango de flexión/extensión más cercano al patrón referente que la pierna izquierda durante todo el ciclo.

- **Aducción/abducción de la cadera**, figura 2b

Las dos piernas muestran patrones similares, pero con ligeras diferencias. La pierna izquierda presenta mayor aducción máxima, alcanzando  $6,83^\circ$ , pero menor abducción máxima, llegando a un valor de  $-7,06^\circ$ , en comparación con la pierna derecha que toma valores de  $6,48^\circ$  y  $-7,63^\circ$  respectivamente. El rango total de movimiento es prácticamente idéntico en ambas piernas, de aproximadamente  $14^\circ$ , sugiriendo una simetría global del movimiento. Durante la fase de aducción, el patrón de referencia alcanza el valor máximo más elevado, superando a ambas piernas. Sin embargo, en la fase de abducción, la referencia muestra un comportamiento más invariable con un mínimo de  $-5,23^\circ$ , comparado con las piernas izquierda y derecha. Esta diferencia sugiere que ambas piernas experimentan mayor abducción que el patrón de referencia. El patrón de referencia también

mantiene valores ligeramente positivos al inicio y final del ciclo, contrastando con el retorno a valores negativos de ambas piernas.

- **Rotación de la cadera**, figura 2c

La pierna izquierda inicia el ciclo de marcha con una rotación externa significativa de  $-15,00^\circ$ , mientras que la derecha inicia con menor rotación externa, con un valor de  $-11,02^\circ$ . Durante la fase de apoyo, la rotación externa de la pierna izquierda se mantiene mayor que de la derecha. Ambas piernas presentan varios picos de rotación interna y externa. En la fase de balanceo, ambas extremidades realizan un movimiento hacia rotación externa, con la derecha alcanzando un valor máximo de  $-15,49^\circ$  y la izquierda de  $-18,29^\circ$ . Al comparar ambas piernas con el patrón de referencia, se nota que el patrón de referencia muestra una rotación más equilibrada y menos extrema, con valores que oscilan entre  $-5^\circ$  y  $8^\circ$ . La pierna izquierda se aleja más del patrón referente durante la mayor parte del ciclo y la pierna derecha se acerca más, pero con un rango limitado de rotación interna comparado con dicho patrón.

- **Flexión/extensión de la rodilla**, figura 2d

Ambas piernas se encuentran principalmente en valores positivos, lo que indica una predominancia de la flexión de la rodilla durante el ciclo. Durante la fase de apoyo, la pierna derecha muestra una flexión ligeramente mayor de  $8,75^\circ$ , mientras que la izquierda se mantiene más baja, en torno a los  $3,46^\circ$ . En la transición entre las fases de apoyo y oscilación se observa un aumento notable de la flexión, alcanzando la pierna derecha su máximo con un valor de  $55,80^\circ$ , y la izquierda un poco menor, con  $51,38^\circ$ . En el inicio del ciclo, el patrón de referencia presenta una flexión mayor, alcanzando una diferencia de  $15,45^\circ$  y  $20,74^\circ$  con respecto a las piernas derecha e izquierda, respectivamente. Durante la oscilación el patrón de referencia alcanza  $62,50^\circ$  de flexión máxima, siendo significativamente más alto que ambas piernas. Durante el ciclo, las piernas derechas e izquierdas exhiben más etapas de extensión que el patrón de referencia, y la izquierda particularmente presenta mayores extensiones y menor amplitud de flexión.

- **Aducción/abducción de la rodilla**, figura 2e

Ambas piernas muestran ángulos negativos durante todo el ciclo, indicando una constante abducción de la rodilla. La pierna izquierda presenta valores más negativos entre  $-11,46^\circ$  y  $-4,96^\circ$ , mientras que la pierna derecha oscila entre  $-7,42^\circ$  y  $-1,06^\circ$ . Esto indica que la rodilla izquierda está en mayor abducción que la derecha durante todo el ciclo de marcha. Ambas piernas siguen un patrón de movimiento similar, con máximos de abducción al inicio del apoyo y una disminución de los mismos hacia la fase de balanceo. A diferencia de ambas piernas, el patrón de referencia oscila alrededor de valores más cercanos a cero, pero siempre positivos, lo cual sugiere una aducción limitada.

- **Rotación de la rodilla**, figura 2f

Ambas piernas muestran una rotación similar, aunque la pierna derecha tiende a presentar ángulos mayores, especialmente durante la fase de balanceo, alcanzando picos de rotación interna de hasta  $5,80^\circ$ , mientras que la pierna izquierda registra picos menores de hasta  $4,88^\circ$ . Durante la fase de apoyo, ambas mantienen valores cercanos a cero, oscilando mínimamente hacia rotación externa. Los valores angulares fluctúan en un rango de  $-2,08^\circ$  a  $4,88^\circ$  para la pierna izquierda y de  $-1,63^\circ$  a  $5,80^\circ$  para la derecha. Comparadas con el patrón de referencia, la pierna derecha indica una mayor rotación interna y ligera desviación, en comparación con la izquierda.

- **Inclinación de la pelvis**, figura 2g

El rango de movimiento es prácticamente idéntico en ambas piernas, con diferencias máximas de  $1^\circ$  aproximadamente, lo que sugiere un patrón de movimiento simétrico. Las transiciones angulares en ambas piernas ocurren de manera sincronizada, con los puntos de inflexión coincidiendo temporalmente en el ciclo. Durante todo el ciclo de marcha, la pierna izquierda mantiene valores de inclinación entre  $7,31^\circ$  y  $8,67^\circ$ , mientras que la pierna derecha presenta valores ligeramente superiores entre  $8,07^\circ$  y  $9,55^\circ$ . La diferencia máxima entre las mediciones de ambas piernas y el patrón de referencia es de aproximadamente  $3^\circ$  para la pierna izquierda y  $2^\circ$  para la derecha. Todas las mediciones permanecen consistentemente en el rango positivo, indicando una orientación pélvica anterior mantenida durante toda la fase de locomoción.

- **Oblicuidad de la pelvis**, figura 2h

Las piernas izquierda y derecha son muy similares en tendencia y magnitud a lo largo del ciclo, mostrando un comportamiento equilibrado entre ambas extremidades. Durante la fase de apoyo la pelvis se inclina ligeramente hacia arriba con ángulos que alcanzan  $5,69^\circ$  y  $5,67^\circ$ , en las piernas izquierda y derecha, respectivamente. A medida que se avanza hacia la fase de oscilación, esta inclinación disminuye y la pelvis se inclina hacia abajo, llegando a valores de  $-5,48^\circ$  para la pierna izquierda y  $-5,64^\circ$  para la derecha. Ambas curvas presentan una gran similitud con el patrón de referencia en toda la trayectoria.

- **Rotación de la pelvis**, figura 2i

Ambas piernas presentan trayectorias muy similares. El rango de movimiento total de la pierna derecha e izquierda es de aproximadamente  $10^\circ$  cada una. La pierna derecha alcanza valores negativos más extremos, logrando un máximo de  $-5,92^\circ$ , y mantiene una mayor permanencia en la zona negativa del gráfico; mientras que la pierna izquierda alcanza un ángulo máximo menor de  $-3,98^\circ$ . Adicionalmente, la curva de la pierna derecha presenta mayor curvatura y cambios de pendiente un poco más abruptos, especialmente durante las transiciones

entre fases positivas y negativas. Ambas piernas muestran desviaciones significativas respecto al patrón de referencia. El patrón de referencia presenta un rango de movimiento más conservador de 7° aproximadamente, permaneciendo en valores menos extremos durante todo el ciclo. La pierna derecha se aproxima más al patrón de referencia en la fase inicial y final, pero presenta mayor desplazamiento negativo en la fase media. La pierna izquierda muestra las mayores desviaciones con respecto al patrón de referencia, especialmente en la zona de valores positivos, donde alcanza desplazamientos mayores con diferencias 4° aproximadamente.

La investigación realizada, al igual que en [16], busca establecer parámetros de referencia de marcha normal para una población específica de un país que igualmente utiliza referencias de otras poblaciones. Además, ambos emplearon un laboratorio de marcha con sistema de captura de movimiento Vicon para obtener los datos.

Sin embargo, en este estudio se ofrece una comparación directa de los resultados con un patrón de referencia internacional existente, identificando y discutiendo las diferencias específicas; en contraste con [16], en el cual se mencionan diferencias con otros estudios en la discusión, pero el análisis principal se centra en presentar sus propios datos de referencia. Además, en [16] se estudia una muestra con un rango de edad más acotado y los valores específicos de los ángulos articulares reportados difieren. Por ejemplo, la flexión máxima de rodilla durante la oscilación es de 51° - 55°, mientras que en [16] es de aproximadamente 60°. La rotación de cadera muestra valores negativos (rotación externa) mucho más pronunciados (de hasta -18°) que en [16], donde los valores se mantienen más cercanos a cero y son mayormente positivos.

En [17], se estudia también la cinemática de los miembros inferiores de sujetos correspondientes a una población pediátrica/adolescente, pero solamente se seleccionaron a aquellos que pertenecieran al género masculino para eliminar posibles diferencias de género, lo cual ocasiona que los resultados no sean representativos ni aplicables a personas del género femenino.

Además, en esta investigación se presentan los resultados de manera mucho más detallada y visual, con gráficas que muestran la evolución de cada ángulo a lo largo de todo el ciclo de la marcha, lo que permite una comprensión completa del movimiento, mientras que en [17] los resultados son mostrados en tablas, indicando únicamente los valores pico en fases específicas de la marcha, lo que limita la visión y análisis del patrón completo.

El estudio se basa completamente en datos experimentales reales de una muestra de población, en correspondencia con el objetivo que persigue: establecer un patrón normativo basado en mediciones directas, constituyendo un reflejo directo de la biomecánica de su muestra. En contraste, en el estudio de [18] se efectúa una simulación que utiliza datos experimentales de un dataset público como punto de partida, pero luego modifica artificialmente las fuerzas de reacción del suelo para simular diferentes cargas, resultando una estimación de cómo podría comportarse la biomecánica en condiciones no medidas directamente.

La principal limitación del trabajo radica en que aún no se ha podido estudiar la cantidad de muestras deseadas, por lo que se confeccionó un patrón preliminar de marcha, lo cual constituye un aspecto en el que aún se trabaja e investiga. Igualmente, al ser una investigación pionera, solo se estudió un único tipo de parámetro, quedando pendiente el análisis de otros datos que enriquecerían el patrón.

## Conclusiones

El patrón de marcha preliminar obtenido revela que, en la cadera, la diferencia más significativa es la mayor rotación interna y amplitud de flexión en la pierna izquierda comparada con la derecha, afectando la progresión del paso. En la rodilla, destaca la mayor flexión máxima durante el balanceo en la pierna derecha frente a la izquierda y variaciones en abducción que afectan la estabilidad en la marcha. En cuanto a la pelvis, los movimientos de inclinación, oblicuidad y rotación muestran un patrón coordinado, pero con diferencias notables en la oblicuidad, donde se observa un descenso contralateral más marcado durante el apoyo de la pierna izquierda, indicando ajustes para mantener el equilibrio.

## Referencias

1. Zafra Palma J, Marín Jiménez N, Castro Piñero J, Cuenca García M, Muñoz Salinas R, Marín Jiménez MJ. Health & Gait: a dataset for gait-based analysis. *Scientific Data*. 2025;12(1):44. <https://doi.org/10.1038/s41597-024-04327-4>
2. Nohelova D, Bizovska L, Vuillerme N, Svoboda Z. Gait variability and complexity during single and dual-task walking on different surfaces in outdoor environment. *Sensors*. 2021;21(14). <https://doi.org/10.3390/s21144792>
3. Avramescu ET, Amzoloni AM, Bumbea AM, Patru S, Traistaru MR, Neagoe CD, et al. Gait analysis technologies for evaluating biomechanical deviations: insights from a pilot study on healthy athletes and foot deformities. *Balneo and PRM Research Journal*. 2025;16(1). <https://bioclima.ro/Balneo772.pdf>
4. González-Montesinos JL, Fernández-Santos JR. Origen y evolución de las patentes y marcas en biomecánica deportiva. *Revista Internacional de Ciencias del Deporte*. 2012;8(30):276-304. <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=71024525002>
5. Mariana Haro D. Laboratorio de análisis de marcha y movimiento. *Revista Médica Clínica Las Condes*. 2014; 25(2):237-47. [https://doi.org/10.1016/S0716-8640\(14\)70034-3](https://doi.org/10.1016/S0716-8640(14)70034-3)
6. Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2006;3(4). <https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-4>
7. Flórez González F, Perafán González DY, Mora Olarte E, Fernando Bolaños D, Giraldo Gutiérrez Y, Patiño Palma BE, et al. Perspectivas de la marcha humana. 2020. Cali, Colombia: Universidad Santiago de Cali; 2020. <https://libros.usc.edu.co/index.php/usc/catalog/view/347/482/6912>
8. Horsak B, Slijepcevic D, Raberger A-M, Schwab C, Worisch M, Zeppelzauer M. GaitRec, a large-scale ground reaction force

- dataset of healthy and impaired gait. *Scientific Data*. 2020;7(143). <https://doi.org/10.1038/s41597-020-0481-z>
9. Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait Posture*. 2001;14(1):61-70. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00100-x](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00100-x)
  10. Agarwala P, Salzman SH. Six-Minute Walk Test: Clinical Role, Technique, Coding, and Reimbursement. *Chest*. 2020; 157(3):603-611. <https://doi.org/10.1016/j.chest.2019.10.014>
  11. Arellano-González JC, Medellín-Castillo HI, Cárdenas-Galindo JA. Analysis of the kinematic variation of human gait under different walking conditions using computer vision. *Revista mexicana de Ingeniería Biomédica*. 2017;38(2):437-57. <https://doi.org/10.17488/rmib.38.2.2>
  12. Fabio Martínez Carrillo FGJ, Eduardo Romero. Desarrollo de un laboratorio de marcha con integración sincrónica mediante una arquitectura en módulos. *Acta Biológica Colombiana*. 2010; 15(3):235-50. <https://www.redalyc.org/pdf/3190/319027886017.pdf>
  13. Bao T, Gao J, Wang J, Chen Y, Xu F, Qiao G, et al. A global bibliometric and visualized analysis of gait analysis and artificial intelligence research from 1992 to 2022. *Frontiers in Robotics and AI*. 2023;10. <https://doi.org/10.3389/frobt.2023.1265543>
  14. Bonato P, Feipel V, Corniani G, Arin-Bal G, Leardini A. Position paper on how technology for human motion analysis and relevant clinical applications have evolved over the past decades: Striking a balance between accuracy and convenience. *Gait & Posture*. 2024;113:191-203. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2024.06.007>
  15. Osorio JH, Valencia MH. Bases para el entendimiento del proceso de la marcha humana. *Archivos de Medicina*. 2013; 13:88-96. <https://doi.org/10.30554/archmed.13.1.23.2013>
  16. Duque-Ramírez JR, Vélez-Urbe JD, Gómez-Suárez NE, Manrique-Hernández RD. Gait parameters in a sample of healthy Colombian adults aged between 18 and 25 years. *Revista de la Facultad de Medicina*. 2020;68(1):84-91. <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=7563236>
  17. Bari MA, Mir HN, Parrey JA, Ateeq A, Ajhar A, Muslem WHA, et al. Exploring variations in gait patterns and joint motion characteristics in school-aged children across different walking speeds: a comprehensive motion analysis study. *Journal of Medicine and Life*. 2023; 16(6):895-903. <https://doi.org/10.25122/jml-2023-0110>
  18. Brambilla C, Beltrame G, Marino G, Lanzani V, Gatti R, Portinaro N, et al. Biomechanical Analysis of Human Gait When Changing Velocity and Carried Loads: Simulation Study with OpenSim. *Biology*. 2024;13(5). <https://doi.org/10.3390/biology13050321>

#### Conflicto de intereses

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses.

#### Editores

Alberto Julio Rodríguez Piñeiro, Vladimir Tomás González Fernández.  
Universidad Tecnológica de La Habana José Antonio Echeverría.

#### Evaluación

Este artículo ha sido evaluado mediante revisión por pares abierta.  
Ingeniería Mecánica agradece a los árbitros:

#### Contribución de los autores

##### María Isabel Yepe Muñiz

Participó en la búsqueda de información, en el diseño de la investigación y en la captura de la marcha de los sujetos estudiados. Realizó el procesamiento de los datos obtenidos y el análisis de los resultados. Trabajó en la revisión crítica de su contenido, redacción y aprobación del informe final.

##### Joyce Taboada Díaz

Dirigió el diseño y estructuración de la investigación. Contribuyó a la selección de los sujetos a estudiar. Participó en la captura de la marcha de los sujetos estudiados. Supervisó y revisó el procesamiento de los datos obtenidos. Trabajó además en la revisión crítica del contenido, redacción y aprobación del trabajo final

##### Tania Rodríguez Moliner

Contribuyó a la selección de los sujetos a estudiar. Supervisó y revisó el procesamiento de los datos obtenidos y su interpretación. Así como, trabajó además en la revisión crítica del contenido, redacción y aprobación del trabajo final.

##### Angel Regueiro Gómez

Asesoró durante la ejecución de la investigación. Trabajó en la interpretación y discusión de los resultados. Así como, trabajó además en la revisión crítica del contenido, redacción y aprobación del trabajo final.