Universidad Tecnológica de La Habana
José Antonio Echeverría

Ingeniería Mecánica
2025;28:e709. ISSN 1815-5944

Artículo de investigación científica y tecnológica

Análisis cuantitativo utilizando el método óptico de la marcha de pacientes con parálisis cerebral

Quantitative gait analysis of patients with cerebral palsy using the optical method

Melissa Martell Cabrera[1, 2*], Eduardo Dunn García[3], Tania Rodríguez Moliner[4]

1. Universidad Tecnológica de La Habana José Antonio Echeverría. Facultad de Ingeniería Automática y Biomédica. La Habana, Cuba.
2. Universidad de Matanzas, Facultad de Ciencias Técnicas, Centro de Estudios de Fabricación Avanzada y Sostenible, CEFAS. Matanzas, Cuba.
3. Hospital de Rehabilitación Julio Díaz, La Habana, Cuba.
4. Universidad Tecnológica de La Habana José Antonio Echeverría, Grupo de Biomecánica. La Habana, Cuba.

*Autor de correspondencia: melissamartell50@gmail.com

Este documento posee una licencia Creative Commons Reconocimiento-No Comercial 4.0 internacional

Recibido: 5 de marzo de 2025 Aceptado: 1 de mayo de 2025 Publicado: 3 de mayo de 2025

Resumen

El estudio de la marcha humana es de gran importancia para describir el movimiento del cuerpo en el espacio y, por ende, su relación con el medio ambiente. Este estudio evaluó cuantitativamente los parámetros de la marcha de un paciente pediátrico con parálisis cerebral espástica (grado 1-2) y marcha independiente utilizando el sistema óptico VICON 3D ubicado en el Hospital de Rehabilitación Julio Díaz. Los resultados identificaron alteraciones biomecánicas significativas en la paciente evaluada, donde se destacan: flexión permanente y asimétrica de caderas y rodillas, rotación interna de tobillos, rotación externa de cadera y dorsiflexión excesiva de tobillos. Adicionalmente, se identificó un movimiento pélvico anómalo con alternancia entre anteversión y retroversión. La tecnología óptica confirmó su utilidad para correlacionar alteraciones neuromusculares con patrones de marcha, obtener diagnósticos precisos, diseñar intervenciones de rehabilitación personalizadas y realizar el seguimiento objetivo de la evolución del paciente, mejorando así las estrategias terapéuticas en parálisis cerebral.

Palabras claves: análisis cinemático de la marcha, biomecánica de la marcha, captura de movimiento óptico, parálisis cerebral espástica, Vicon 3D.

Abstract

The study of human gait is essential for characterizing body movement through space and its relationship with the environment. This research quantitatively assessed gait parameters in a pediatric patient with spastic cerebral palsy (grade 1-2) capable of independent ambulation, using the VICON 3D optical system at the Julio Díaz Rehabilitation Hospital. The analysis revealed significant biomechanical alterations in the patient, including: permanent asymmetric hip and knee flexion, internal ankle rotation combined with external hip rotation, and excessive ankle dorsiflexion. Additionally, abnormal pelvic movement was identified, featuring alternating anteversion and retroversion patterns. The optical motion capture technology demonstrated its clinical value by: establishing correlations between neuromuscular impairments and gait abnormalities, enabling precise diagnosis, facilitating personalized rehabilitation planning, and providing objective progress monitoring. These capabilities significantly enhance therapeutic strategy development for cerebral palsy management.

Key words: gait kinematic analysis, gait biomechanics, optical motion capture, spastic cerebral palsy, Vicon 3D.

Cómo citar este artículo, norma Vancouver:
Martell Cabrera M, Dunn García E, Rodríguez Moliner T. Análisis cuantitativo utilizando el método óptico de la marcha de pacientes con parálisis cerebral. Ingeniería Mecánica. 2025;28:e709. https://goo.su/976bn

1. Introducción

El análisis de la marcha es actualmente la prueba más utilizada y efectiva en el campo clínico para describir los patrones característicos de la marcha normal, así como las alteraciones en el desplazamiento. Sus mayores aplicaciones se dirigen al desarrollo de herramientas en el entorno clínico con el fin de promover los métodos de diagnóstico de enfermedades y la toma de decisiones para el tratamiento [1]. Asimismo, existe un elevado número de padecimientos de los sistemas neuromuscular y musculoesquelético que conducen a desordenes en la marcha como la osteoartritis, artritis reumatoidea, los infartos y la parálisis cerebral, así como enfermedades

neurodegenerativas como la enfermedad del Parkinson, el Alzhéimer, las esclerosis múltiples, la enfermedad de Huntington y la esclerosis lateral amiotrófica [2].

Específicamente, la parálisis cerebral (PC) es la causa más frecuente de discapacidad motora en la infancia [3]. A nivel mundial, su prevalencia permanece estable desde los años 50 en alrededor de 2-3 por cada 1000 nacidos vivos [4]. En Cuba, la Dirección de Registros Médicos y Estadísticas de Salud del Ministerio de Salud Pública no cuenta con datos estadísticos sobre la incidencia de este trastorno; sin embargo, se estima que su prevalencia es similar a la reportada a nivel mundial.

La representación exacta del movimiento es esencial en cualquiera de los métodos científicos de análisis de la marcha. Esta se describe, entre otros elementos, por los valores de los rangos articulares, las rotaciones angulares, valores de fuerzas y momentos, así como las traslaciones de los segmentos y del centro de gravedad del cuerpo, lo cual permite las comparaciones entre la marcha normal y la patológica.

De esta forma, la marcha humana se define como: “el modo de locomoción bípeda con actividad alternante de los miembros inferiores y mantenimiento del equilibrio sincrónico, con la finalidad de desplazar hacia delante su centro de gravedad con el mínimo gasto de energía”. El ciclo de la marcha se divide en dos fases: período de soporte y período de balanceo y su análisis se realiza en los tres planos de referencia: plano sagital, frontal y transversal.

La fase de soporte cubre aproximadamente el 60 % subdividida en 5 subfases: contacto inicial, respuesta de carga, soporte medio, soporte terminal y pre-balanceo. La segunda fase es la de balanceo y constituye el 40 % restante; esta se divide en: balanceo inicial, balanceo medio y balanceo terminal.

El análisis de la marcha es de gran interés en la comunidad científica donde se emplea el método óptico en la planificación de intervenciones quirúrgicas (valoración pre y post quirúrgicas neuro-ortopédicas), el seguimiento a los procesos de rehabilitación para verificar la evolución de pacientes, la valoración biomecánica en prescripción de órtesis y prótesis y la evaluación de la marcha.

En [5] se comprueba la exactitud de un sistema de captura de movimiento basado en marcadores de bajo costo con teléfonos inteligentes para estimar el comportamiento espaciotemporal de la marcha humana en comparación con el desempeño del sistema OptiTrack comercial. Los autores demuestran que, a pesar de la redundancia óptica y la distribución espacial de los teléfonos inteligentes, se puede mejorar incorporando múltiples cámaras para obtener una vista tridimensional. De esta forma, lo convierte en una opción efectiva con potencial en su desarrollo futuro.

En [6] se emplea un sistema basado en marcadores (Qualisys), por ser el estándar de oro del análisis de movimiento, como base para el desarrollo de un sistema de sensores de rastreo con realidad virtual. Los resultados muestran que los sistemas de rastreo de bajo presupuesto comerciales tienen el potencial para mapear ángulos articulares. Asimismo, se detectaron debilidades e inconsistencias en algunas regiones del cuerpo.

En [7] se compara la medición de la cinemática de la marcha humana empleando un sistema de captura de movimiento sin marcadores y algoritmo de *Deep learning* con sistemas comunes de captura de movimiento basado en marcadores. Se demuestra que los sistemas de captura sin marcadores pueden medir de forma similar la cinemática 3D en comparación con los sistemas basados en marcadores.

Por su parte, en [8] se desarrolla un estudio comparativo y transversal con el objetivo de determinar si los sistemas de captura de movimiento sin marcadores pueden rastrear los parámetros de la marcha en niños con parálisis cerebral de una forma similar a los sistemas basados en marcadores. La investigación cuantifica las diferencias entre los dos tipos de sistemas y se llega a la conclusión de que los sistemas que no emplean marcadores son prometedores, pero requieren mejorar en diversas desviaciones clínicas relevantes, especialmente en la oblicuidad pélvica y la rotación de la cadera.

De igual forma, en [9] se destaca que los sistemas sin marcadores, a pesar de sus facilidades en cuanto al costo y la adaptabilidad a diferentes espacios, no capturan totalmente la información temporal y dependencias entre los movimientos durante la marcha. Para ello, los autores proponen un método espaciotemporal de *Deep learning* que emplea puntos clave para representar el ciclo de la marcha.

De la revisión bibliográfica realizada se observa que los sistemas ópticos con marcadores siguen siendo la opción más fiable para estudios clínicos y biomecánicos que requieren alta precisión en la evaluación de la marcha, especialmente en pacientes con trastornos neuromusculares como la parálisis cerebral. Su capacidad para proporcionar datos detallados y precisos sigue siendo una ventaja clave en comparación con otros métodos de análisis de movimiento que aun requieren mayor desarrollo para ser empleados en entornos clínicos complejos.

En 2016, el Grupo de Biomecánica de la Universidad Tecnológica de La Habana José Antonio Echeverria en colaboración con la Universidad de Gante, Gante, Bélgica, comenzó un proyecto que tenía entre sus objetivos la evaluación de la marcha en niños con parálisis cerebral. A fin con sus objetivos, se prparó el Laboratorio de Análisis de la Marcha en el Hospital Julio Díaz en La Habana.

Las desventajas del método convencional y las investigaciones dirigidas a la clasificación biomecánica de los trastornos del movimiento humano en Cuba propician el desarrollo de investigaciones científicas. En [10], por ejemplo, se determinan los rasgos esenciales para la obtención del patrón biomecánico de la marcha en niños

cubanos sanos. Para ello realizan una comparación de los datos cuantitativos que caracterizan los parámetros cinemáticos de la marcha, obtenidos en un laboratorio de captura de movimiento con sistema Vicon. Los estándares obtenidos por los autores ofrecen una invaluable ayuda en el desarrollo clínico e investigativo, permitiendo detectar alteraciones, ejecutar control y seguimiento, evaluar la efectividad de los tratamientos indicados, o determinar modelos en el diseño en la ingeniería biomédica.

De esta forma, este estudio se realiza para encontrar una alternativa de solución a que, a pesar de la existencia de un laboratorio de análisis de la marcha en el Hospital Julio Díaz, la falta de datos clínicos específicos y la ausencia de metodologías adaptadas a la población han limitado su uso eficiente en el diagnóstico de pacientes con parálisis cerebral.

La investigación se llevó a cabo con el objetivo de evaluar cuantitativamente mediante el uso del método óptico los parámetros de la marcha en un paciente con parálisis cerebral. Esta se realizó en el laboratorio de análisis de la marcha del Hospital de Rehabilitación Julio Díaz a través del sistema Vicon 3D. La metodología de la captura y procesamiento cuenta con 6 etapas tomando como base el procesamiento de la marcha de un sujeto femenino en edad pediátrica diagnosticada con parálisis cerebral de tipo diplejía espástica. Se revelaron datos importantes como la triple flexión permanente, rotación externa de la cadera y la pelvis izquierda oblicua hacia abajo durante todo el ciclo de la marcha. De esta forma se demostró el uso del método Vicon para obtener valores cuantitativos precisos y confiables del patrón biomecánico de la marcha patológica de un paciente con PC.

2. Métodos y Materiales

2.1. Equipos e instrumentos

Se empleó el método óptico utilizando el equipamiento instalado en el laboratorio de análisis de la marcha existente en el Centro Nacional de Rehabilitación: Hospital Julio Diaz, ubicado en La Habana, Cuba.

El laboratorio cuenta con dos cámaras de video (VICON VUE) para registrar los planos sagital y frontal, y siete cámaras infrarrojas (VICON Vero 2.2) dispuestas en una matriz circular alrededor de las paredes del laboratorio centrándose en el centro del mismo. Este sistema de cámaras de infrarrojos capturó la posición de los marcadores reflectantes a lo largo del tiempo durante la marcha.

La cantidad de cámaras infrarrojas utilizadas en la medición permitió que en todo momento haya dos cámaras que localizan cada uno de los marcadores.

Se emplearon cinco plataformas de fuerza (4 BTS y 1 Kistler) integradas en el piso dispuestas a lo largo del camino del sujeto. Estas placas midieron las fuerzas de reacción del suelo al caminar. Se prestó atención a que el sujeto no es consciente de estas plataformas de fuerza, de lo contrario esto afectaría el patrón de la marcha. La plataforma de fuerza midió el vector de reacción del suelo en 3 direcciones perpendiculares durante el contacto con los pies.

La captura y el procesamiento de los datos se llevó a cabo por el sistema VICON Nexus 2.8.1. Este software controla, calibra, recopila y procesa datos de los sistemas de movimientos VICON 3D. Permitió la integración y captura sincronizada de cámaras de video y otros equipos utilizados.

Vicon Polygon se integró con Vicon Nexus para mostrar los datos y generar informes detallados mediante gráficos y tablas. Según la información requerida permitió acceder al panel de información del mismo y modificarlos. Los datos de las imágenes de video, sincronizado con los de los marcadores, son importados de manera automática por el software e incluidos en el análisis.

2.2. Metodología

En la figura 1 se muestra la metodología empleada para la captura y procesamiento de la marcha

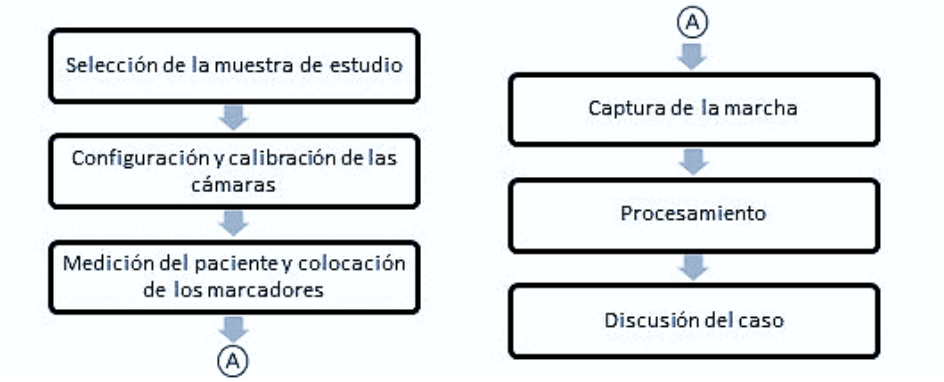


Fig. 1. Metodología empleada para la captura y procesamiento de la marcha. Fuente: autores

Este estudio se le realizó a un sujeto femenino en edad pediátrica diagnosticada con Parálisis Cerebral tipo diplejía espástica.

En la consulta inicial se determinó que presenta espasticidad grado 2 para la abducción de ambas caderas, grado 1 para la extensión de ambas rodillas y grado 1 para la dorsiflexión de ambos tobillos.

Asimismo, presenta fuerza muscular conservada para miembros superiores y ligeramente disminuida para miembros inferiores. Inicia y termina todos los arcos articulares excepto para la abducción de ambas caderas, para la extensión de ambas rodillas y para la dorsiflexión de ambos tobillos.

La marcha es independiente sin apoyo externo, mirada al frente, tronco ligeramente en anteflexión, poco equilibrio, poco balanceo de miembros superiores, base de sustentación corta, rodillas en flexión, pasos cortos asimétricos en línea recta. Pie izquierdo aducto varo, apoyo punta y borde externo, pie derecho varo con apoyo plantar. Semindependiente para las actividades diarias.

Antes de cada sesión de trabajo se calibró el espacio de medición mediante una vara de calibración (aditamento con varios marcadores adjuntos) que permiten calibrar el volumen del laboratorio, así como la posición de las cámaras en el espacio. Esto garantizó una mejor precisión y confiabilidad de las mediciones.

Por convención, como mínimo, dos cámaras infrarrojas tuvieron que ser capaces de visualizar cada marcador en cada instante.

Las posiciones de los marcadores se determinaron en el espacio calibrado tridimensional del laboratorio usando las cámaras infrarrojas.

La colocación de los marcadores dependió de la versión del modelo Plug-In-Gait (PIG) de Cuerpo Bajo utilizada. En el caso de la versión VICON Nexus 2.8.1 se implementó la variante de PiG utilizada en [11, 12].

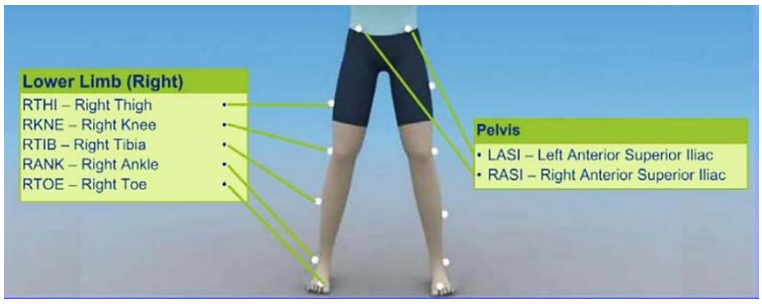
- PiG Ai de Cuerpo Bajo. El “Ai” representa el uso de dos marcadores de cresta ilíaca superior posterior (RPSI y LPSI) en vez del marcador sacro empleado en el PiG original.

La colocación de los marcadores es esencial para la correcta modelación de la figura virtual deseada. Las referencias anatómicas donde estos se ubican se identificaron [12] mediante el palpado, por lo que el procedimiento dependió en gran medida del cuerpo de los sujetos y de la precisión del colocador. Estas localizaciones específicas donde se ubican los marcadores corresponden al punto de referencia anatómico de la estructura ósea subyacente [11], figura 2.

Los segmentos óseos y sus correspondientes marcadores fueron establecidos por [12]. La primera letra indica si se refiere a la pierna izquierda (L) o a la derecha (R). En la figura 2 también se puede relacionar las siglas empleadas para denominar los marcadores con su significado, usando las palabras en inglés para definir el muslo (*thigh*), la rodilla (*knee*), el tobillo (*ankle*) y el pie (*heel y toe*)

- Pelvis: LASI, RASI, LPSI y RPSI.
- Fémur: LTHI y RTHI.
- Tibia: LTIB, RTIB, LANK y RANK. Los marcadores del tobillo se situaron en los maléolos laterales.
- Pie: LHEE, RHEE, LTOE y RTOE

a)



b)

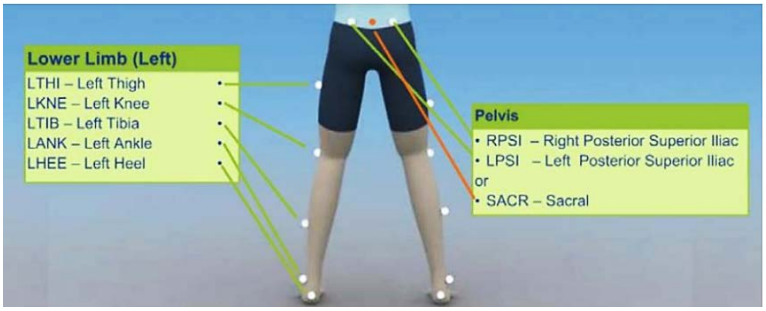


Fig. 2. a) Vista anterior de la colocación de los marcadores. b) Vista posterior de la colocación de los marcadores del modelo PiG Ai durante las pruebas. En la fuente consultada se empleo el marcador sacro SACR. Fuente: [11]

La paciente asistió al laboratorio, donde se inició la sesión con la toma de medidas antropométricas y la colocación de los marcadores, tabla 1.

Tabla 1. Parámetros antropométricos del sujeto. Fuente: autores

Parámetros antropométricos	Sujeto
Edad	9 años
Estatura	126 cm
Masa corporal	40 kg
Distancia Inter ASIS	85 mm
Longitud de la pierna derecha	68,0 cm
Longitud de la pierna izquierda	69,0 cm
Ancho de la rodilla derecha	8,0 cm
Ancho de la rodilla izquierda	9,0 cm
Ancho del tobillo derecho	5,5 cm
Ancho del tobillo izquierdo	6,0 cm
Torsión tibial derecha	20°
Torsión tibial izquierda	30°

La captura se realizó en una sesión. La sesión consiste en una prueba estática y 10 pruebas dinámicas que se realizaron a un ritmo autoseleccionado, en terreno llano, en el espacio del laboratorio.

En la prueba estática el sujeto estuvo en posición recta, bípeda y sin moverse sobre las plataformas de fuerza.

En las pruebas dinámicas se grabó al paciente caminando sobre la pasarela de estudio en cuatro direcciones: de la plataforma 1 a la 3 (4 grabaciones válidas), de la plataforma 3 a la 1 (4 grabaciones válidas), de la 2 a la 4 (una grabación válida) y de la 4 a la 2 (una grabación válida).

Para garantizar la utilidad de las grabaciones se supervisó desde la computadora de chequeo el resultado inmediato de cada sesión.

En el software Vicon Nexus se procesó la prueba estática y se corrigieron manualmente el etiquetado de los marcadores en caso de la aparición de alguna incongruencia. Seguidamente, se procesaron las grabaciones del individuo en movimiento, se etiquetaron manualmente los marcadores en el software ya que, debido a la propia enfermedad, el sistema puede confundir o no reconocer las zonas corporales y los marcadores correctamente. Se corrigieron los defectos que se mostraban en la trayectoria de los marcadores, como consecuencia de un error de detección de la zona corporal Se filtraron los errores y se definieron los ciclos de la marcha a través de la detección de los contactos del talón y el despegue del pie.

Posteriormente, en el software Vicon Polygon, se tomó la información procesada y se generaron las curvas del patrón que describirán los parámetros cinéticos y cinemáticos de la marcha.

El informe obtenido tras el procesamiento en los software Vicon Nexus y Polygon se discutió con el especialista en Medicina Física y Rehabilitación que remitió la paciente para su estudio y análisis. Los resultados sirven como retroalimentación para la toma de decisión óptima del tratamiento rehabilitador del paciente.

3. Resultados y Discusión

3.1. Parámetros espacio-temporales

Se obtuvieron los parámetros espacio-temporales mostrados en la tabla 2, lo que muestra una marcha más lenta de lo normal, con velocidades reducidas en un 50 %, una ligera reducción de la zancada y un ancho del paso normal.

Tabla 2. Parámetros espacio-temporales. Fuente: autores

Parámetros	Izquierda	Derecha
Velocidad	0,710 ± 0.035 m/s	0,720 ± 0,034 m/s
Cadencia	110 ± 4,530 pasos/min	110 ± 4,020 pasos/min
Largo de la zancada	0,770 ± 0,026 m	0,790 ± 0,038 m
Largo del paso	0,360 ± 0,033 m	0,410 ± 0,030 m
Ancho del paso	0,130 ± 0,032 m	0,130 ± 0,033 m

Estos resultados de velocidad son semejantes a los obtenidos por [13] y [14] para pacientes de parálisis cerebral. En todos los casos se constata una reducción en la velocidad de marcha, y con cadencias cercanas a los 110 pasos por minutos. Este valor presenta gran variabilidad en los estudios presentados en la literatura [15], con valores que oscilan entre 107,36 y 141,5 pasos por minutos. La cadencia observada es similar a la reportada por [15].

3.2. Gráficas de la cinemática y la cinética

Asimismo, se obtuvieron todas las gráficas de la cinemática y la cinética en las figuras 3 y 4, donde se pueden comparar los resultados obtenidos contra el patrón normal de marcha, curva negra que se muestra en las figuras 3 y 4. A continuación, se expondrán las principales diferencias encontradas comparando los resultados obtenidos contra el patrón normal de marcha.

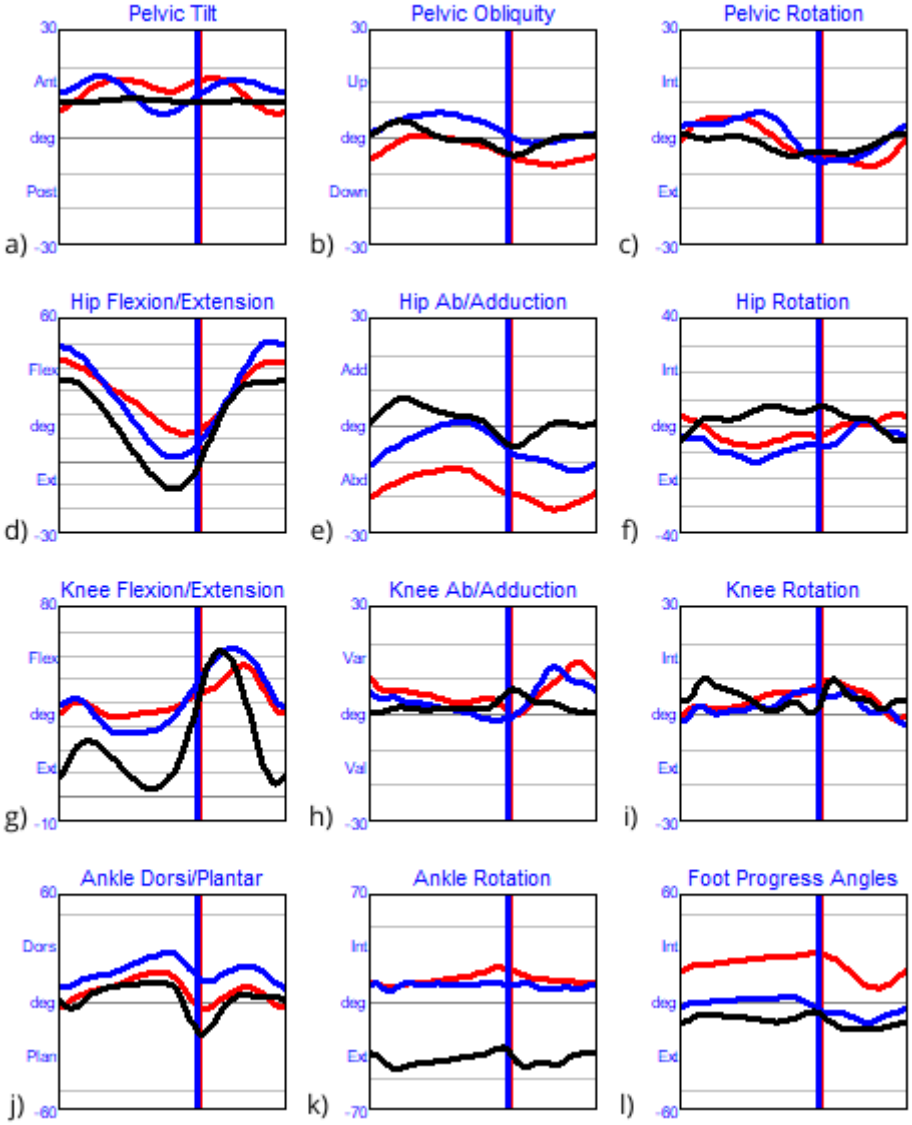


Fig. 3. Cinemática de las articulaciones. El eje horizontal corresponde al por ciento del ciclo de la marcha y el eje vertical a los ángulos articulares. La línea azul representa la pierna derecha, la roja la pierna izquierda y la negra el patrón normal. La línea vertical representa el cambio de la fase de apoyo a la fase de balanceo

a) Basculación pélvica, figura 3a. La inclinación pélvica promedio en anteversión de la pierna derecha se encontró entre 7,18° y 17,7° y la de la pierna izquierda entre 13,6° y 17,21°. Se observó un perfil de doble curva en ambas piernas con un rango de movimiento dinámico de 10,6° en la derecha y 10,1° con la pierna izquierda, lo que indica fluctuaciones en la inclinación de la pelvis durante el ciclo de marcha.

b) Oblicuidad pélvica, figura 3b. Con respecto a la oblicuidad de la pelvis en el plano frontal, ambas piernas mantuvieron un movimiento similar al patrón normal. La pierna izquierda comenzó el contacto inicial con la pelvis oblicua hacia abajo 4,97°, mientras que la derecha comenzó oblicua hacia arriba 0,54° por encima del patrón normal.

La pelvis derecha mantuvo la oblicuidad hacia arriba durante toda la fase de apoyo alcanzando un máximo de 7,43°, disminuyendo el ángulo de oblicuidad hasta cero en el balanceo inicial. La pelvis izquierda se mantiene oblicua hacia abajo durante la mayor parte del ciclo con un máximo de 7,36° en el balanceo medio.

Esto se debe a una lateralización del tronco en el lado izquierdo, debido a la toma del musculo iliopsoas, que se acentúa en la fase de balanceo.

c) Rotación de la pelvis, figura 3c. La rotación de la pelvis, en el contacto inicial, comenzó en la pierna derecha con 4,23° y la pierna izquierda con 1,55° en rotación interna.

Ambas piernas realizaron una rotación interna excesiva durante la fase de apoyo (un máximo de 7,45° en la pierna derecha y 6,09° en la pierna izquierda) y se atrasaron en el paso a la rotación externa en el apoyo medio, produciéndose en el apoyo terminal con la pierna izquierda y en el pre-balanceo con la derecha.

En el balanceo terminal la pierna izquierda hizo una rotación pélvica externa con más intensidad alcanzando su máximo en el 86 % del ciclo con un valor de 7,57°. La pierna derecha se mantuvo cerca del patrón normal.

d) Flexión/Extensión de la cadera, figura 3d. Existieron déficits de extensión de cadera al final del apoyo de 13,7° en la pierna derecha y 23,5° en la izquierda con respecto al patrón normal, lo que implicó que la cadera no logra estirarse completamente en el momento de la propulsión. Durante la fase de balanceo, la cadera presentó una flexión de 42,6° en la pierna izquierda y 51,1° en la derecha, manteniéndose en el contacto inicial.

e) Abducción/Aducción de la cadera, figura 3e. En el gráfico de aducción y abducción de la cadera ambas piernas mantuvieron un recorrido similar al patrón normal, aunque todo el ciclo lo realizaron prácticamente en abducción.

La cadera derecha se mantuvo en abducción de 9,67° en el contacto inicial, se acerca al patrón normal en el apoyo terminal y pre-balanceo hasta el balanceo medio que se separó 13,5° del patrón normal. La cadera izquierda estuvo en abducción de 18,8° en el contacto inicial, alcanzando los 23,3° en el balanceo medio, 24,6° de diferencia con el patrón normal, sin seguir la transición normal hacia la aducción.

f) Rotación de la cadera, figura 3f. La rotación de la cadera permaneció en rotación externa contraria al patrón normal en la mayor parte del ciclo debido a la flexión permanente de las rodillas, que provoca una rotación contraria de la cadera durante el ciclo. De esta forma, alcanza un máximo de 15,1° en la pierna izquierda y 21,2° en la pierna derecha con respecto al patrón normal.

g) Flexión/Extensión de la rodilla, figura 3g. Las dos rodillas se encontraron flexionadas durante todo el ciclo de la marcha. La extensión de la rodilla en el contacto inicial estuvo reducida en 29,9° en la pierna derecha y 26,9° en la izquierda, lo que indica una flexión residual al momento del primer contacto con el suelo.

En el soporte terminal realiza una ligera extensión de la rodilla, aunque aún se mantuvo 24,3° por encima de flexión con la pierna derecha y 32,7° por encima con la pierna izquierda.

El pico de flexión durante el balanceo se atrasó en ambas piernas. La pierna izquierda no alcanzó la flexión completa estando por debajo del patrón normal 6,11°. En el balanceo terminal no realizaron la extensión de la rodilla completa.

h) Abducción/Aducción de la rodilla, figura 3h. Con respecto a la abducción y aducción, en el contacto inicial la pierna derecha comenzó con 5,48° y la izquierda con 8,71° en posición varo. En el pre-balanceo la pierna derecha presentó 1,30° en valgo y la pierna izquierda 5,01° en varo, la pierna derecha con un máximo de 13,8° y la pierna izquierda con un máximo de 15°.

i) Rotación de la rodilla, figura 3i. En la rotación de la rodilla, ninguna de las dos piernas alcanzó la rotación interna del patrón normal en el inicio del soporte medio, en ambas piernas este pico se adelantó a la respuesta de carga siendo en la pierna derecha de 2,8° y en la pierna izquierda de 2,71°.

Del soporte terminal al balanceo inicial ambas piernas presentaron mayor rotación interna que el patrón normal.

En el balanceo inicial la pierna izquierda se igualó aproximadamente al patrón normal con 10,1° de rotación interna mientras que la rodilla derecha disminuyó la rotación interna a 5,63°.

j) Flexión dorsal/plantar del tobillo, figura 3j. El contacto inicial con la pierna derecha se produjo con el pie plano con una dorsiflexión de 9,13°, mientras que con la pierna izquierda el tobillo estuvo en 0,9° de flexión plantar, lo que indicó un apoyo en punta.

Ninguna de las dos piernas realizó la flexión plantar completa en las subfases de pre-balanceo y balanceo inicial. Se mantuvo en dorsiflexión con el pie izquierdo 30,2° de diferencia con el patrón normal y solamente presentó 3,11° en flexión plantar con la pierna izquierda, 14° por debajo del patrón normal.

k) Rotación del tobillo, figura 3k. El sujeto mantuvo la rotación interna del tobillo durante todo el ciclo en ambas piernas. Comenzó el contacto inicial con 13,2° en la pierna derecha y 13,5° en la izquierda. En el pre-balanceo se presentó una diferencia de 43,2° en la pierna derecha y 53,1° en la pierna izquierda con respecto al patrón normal.

l) Angulo de progresión del pie, figura 3l. El ángulo de progresión, en el contacto inicial, en la pierna derecha comenzó con 0,56° de rotación externa y en la pierna izquierda con 20,2° de rotación interna. La pierna izquierda alcanzó un máximo de rotación interna de 28,6° en el balanceo inicial y la pierna derecha de 3,81° en el soporte terminal.

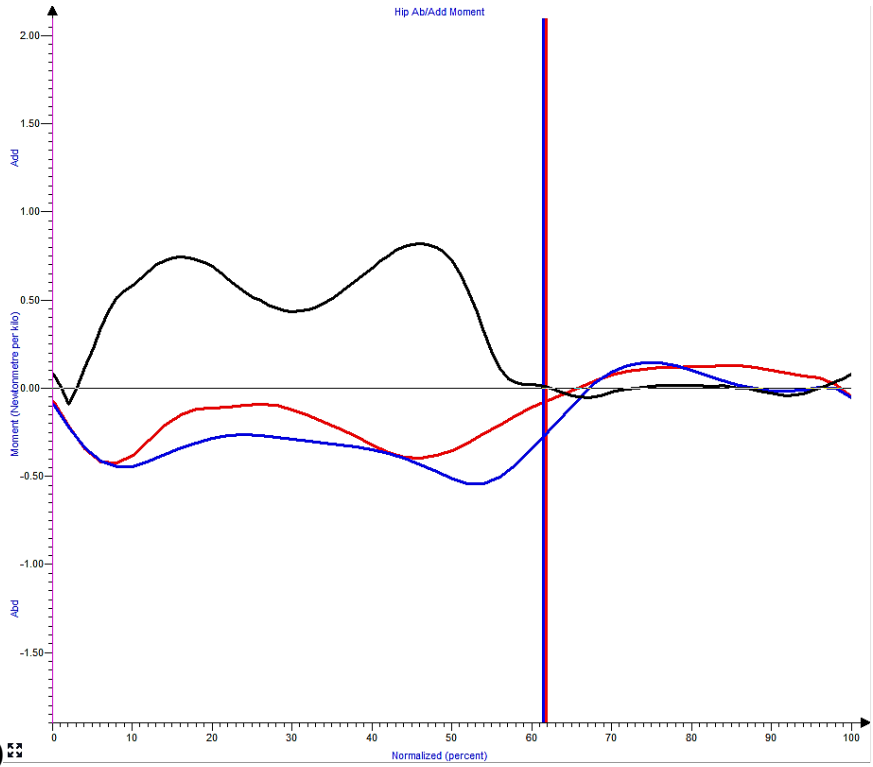
A diferencia del patrón normal de la marcha, el pie izquierdo se mantuvo en rotación interna durante todo el ciclo mientras que el derecho pasó de interna a externa en el pre-balanceo.

Los valores de anteversión pélvica fueron superiores a los reportados por [14], donde la inclinación promedio osciló entre 6,78° y 10,85° con la pierna izquierda y 8,66° y 10,89° con la pierna derecha, y se comportaron de forma similar a [13]. La oblicuidad y rotación pélvica fueron similares a la reportada por [16].

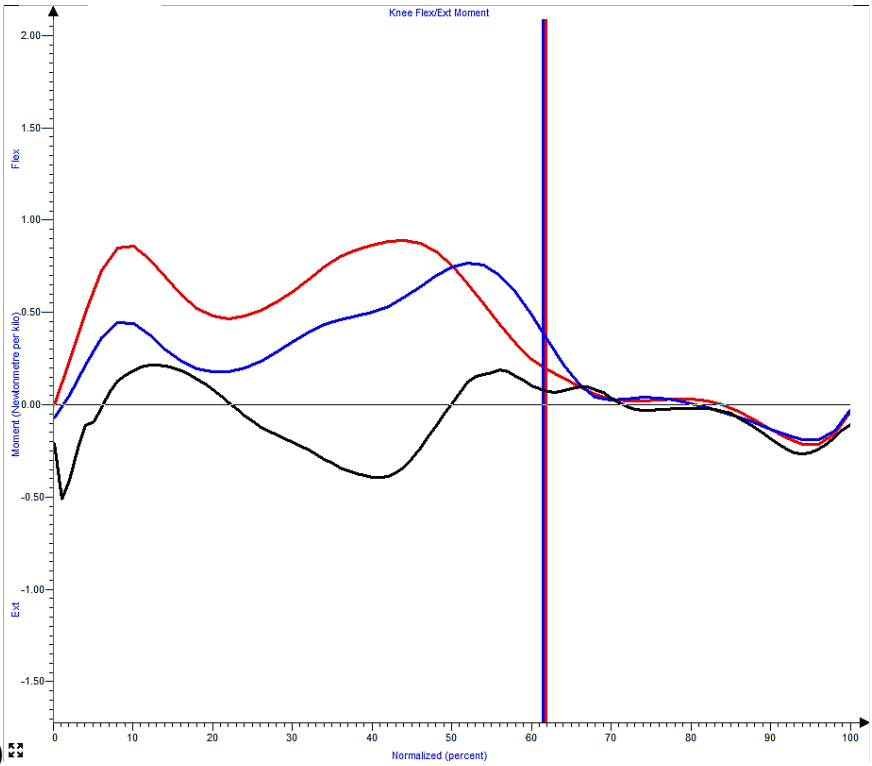
Los valores de flexión en balanceo son considerablemente mayores que el rango máximo de flexión promedio de [14, 15], indicando una flexión más severa.

Por otro lado, la flexión excesiva y persistente de las rodillas es una característica clave de la marcha en cuclillas (*crouch gait*) confirmada por [15, 17], quienes definieron la marcha con rodilla flexionada por una flexión de rodilla de 15° o más al contacto inicial.

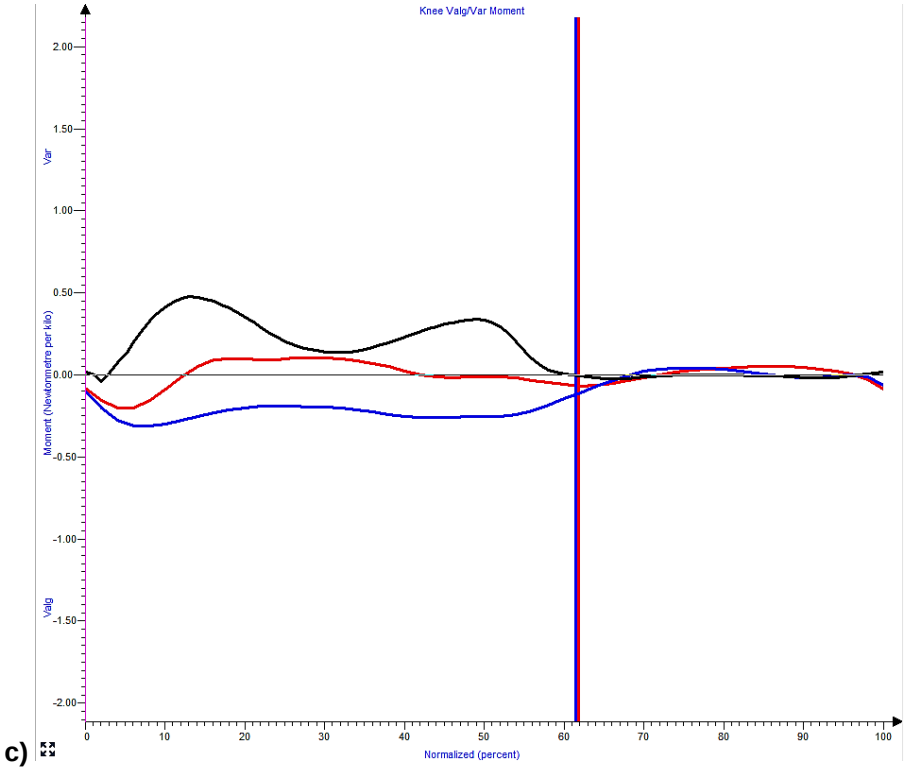
La rodilla se mantuvo con un rango reducido de extensión al igual que en [14, 15], con promedios de amplitud de 31,21° en el primero y 22° en el segundo. Asimismo, la flexión plantar y dorsiflexión del tobillo se comportaron de manera similar a [15]. Asimismo, [14, 15] respaldan los resultados de dorsiflexión limitada, figura 4.



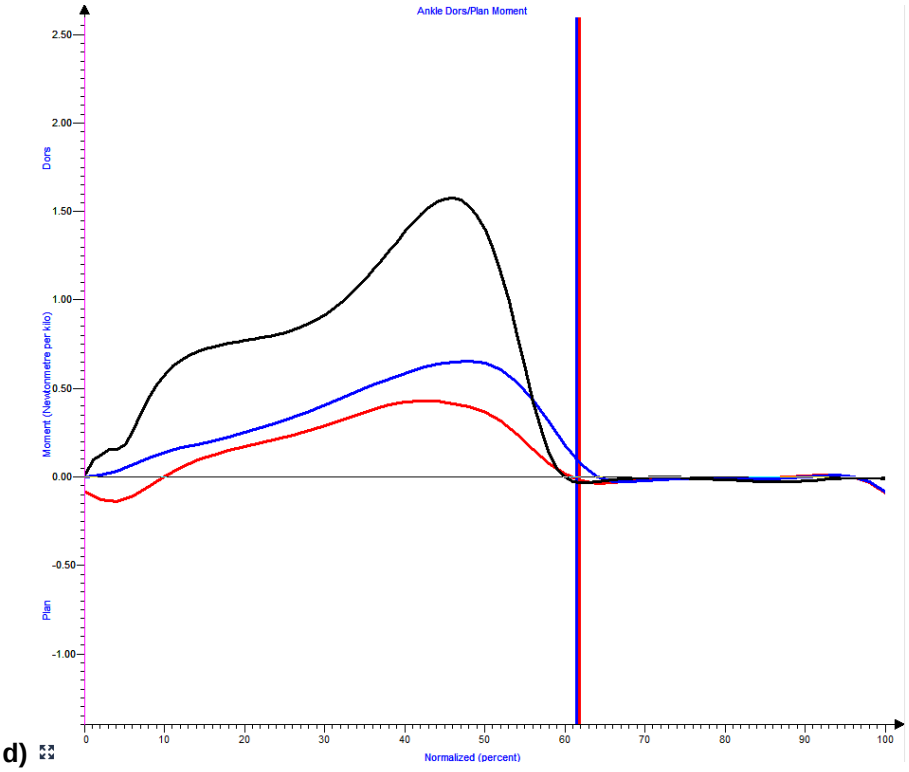
a)



b)



c)



d)

Fig. 4. Cinética de la marcha. La línea azul representa la pierna derecha, la roja la pierna izquierda y la negra el patrón normal. La línea vertical representa el cambio de la fase de apoyo a la fase de balanceo

a) Momento de abducción y aducción de la cadera, figura 4a. Los valores por encima del cero se corresponden a la aducción y por debajo de cero a la abducción. El análisis cinético mostró un aumento del momento de abducción de la cadera.

b) Momento de flexión/extensión de la rodilla, figura 4b. Los valores por encima del cero se corresponden a la flexión y por debajo de cero a la extensión.

c) Momento varo/valgo de la rodilla, figura 4c. Los valores por encima del cero se corresponden a la posición en varo y por debajo de cero a la posición en valgo. Momento valgo persistente en la pierna derecha y varo reducido en la respuesta de carga, apoyo terminal y pre-balanceo en la pierna izquierda.

d) Momento de flexión dorsal/plantar del tobillo. Figura 4d. Momento disminuido de dorsiflexión del tobillo en ambas piernas. Los valores por encima del cero se corresponden a la dorsiflexión y por debajo de cero a la flexión plantar. Estos resultados cinéticos se corresponden con las alteraciones determinadas en el análisis cinemático de la marcha con respecto al patrón normal para las articulaciones analizadas y explican las desviaciones cinemáticas apreciadas con respecto al patrón normal.

Los gráficos cinéticos se corresponden con los obtenidos por [15] para los momentos en el tobillo, y en la rodilla, no siendo así en la cadera donde se desarrollan momentos mucho menores en nuestro estudio, consecuente con las diferencias en las patologías presentadas.

Los resultados debieran haberse complementado con análisis de electromiografía en los músculos definitorios de la marcha, (recto femoral, vasto lateral, tibial anterior, gastrocnemio y el isquiotibial). Aunque esto no fue posible, la medición cuantitativa de los rangos de movimientos articulares, así como los momentos desarrollados constituyen información valiosa para el análisis de esta paciente y que pueden sentar las bases para el análisis futuro de pacientes similares en el laboratorio.

Conclusiones

En la paciente analizada se observó una flexión permanente de la cadera, con 23,5° en el lado izquierdo y 13,7° en el derecho, valores superiores a los del patrón normal durante la fase de soporte; mostrando triplexión con una flexión de rodilla promedio de 28° en el soporte terminal y pre-balanceo y una dorsiflexión de tobillo promedio de 22,1° por encima del patrón normal en el pre-balanceo. Esto provoca un mayor gasto energético, pasos más cortos y la rotación externa de la cadera.

La pelvis presentó una inclinación variable en todo el ciclo, con anteversion y retroversión, generando un perfil de doble cima, indicativo de la toma de las iliopsoas, provocando la lateralización del tronco

Referencias

1. Whittle MW. Whittle's Gait Analysis. An introduction. 4th edition. Suecia: Butterworth Heinemann Elsevier; 2007. http://ndl.ethernet.edu.et/bitstream/123456789/45112/1/Michael%20W.%20Whittle.pdf
2. Cicirelli G, Impedovo D, Dentamaro V, Marani R, Pirlo G, D'Orazio TR. Human gait analysis in neurodegenerative diseases: A review. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics. 2021;26(1):229-42. DOI 10.1109/JBHI.2021.3092875
3. Miller F. The Child, the Parent, and the Goal in Treating Cerebral Palsy. In: Cerebral Palsy. Springer, Cham; 2020. https://doi.org/10.1007/978-3-319-74558-9_194
4. Cans C. Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE). Developmental Medicine & Child Neurology. 2000;42(12):816-24. DOI: 10.1017/s0012162200001511
5. Castillo B, Riascos C, Franco JM. et al. Assessing Spatiotemporal Behavior of Human Gait: A Comparative Study Between Low-Cost Smartphone-Based Mocap and OptiTrack Systems. Exp Tech. 2025;49,3-13. https://doi.org/10.1007/s40799-024-00716-x
6. Vox JP, Weber A, Wolf KI, Izdebski K, Schüler T, König P, et al. An evaluation of motion trackers with virtual reality sensor technology in comparison to a marker-based motion capture system based on joint angles for ergonomic risk assessment. Sensors. 2021;21(9):3145. DOI 10.3390/s21093145
7. Kanko RM, Laende EK, Davis EM, Selbie WS, Deluzio KJ. Concurrent assessment of gait kinematics using marker-based and markerless motion capture. Journal of biomechanics. 2021;127:110665. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110665
8. Wishaupt K, Schallig W, van Dorst MH, Buizer AI, van der Krogt MM. The applicability of markerless motion capture for clinical gait analysis in children with cerebral palsy. Scientific reports. 2024;14(1):11910. DOI 10.1038/s41598-024-62119-7
9. Albuquerque P, Verlekar TT, Correia PL, Soares LD. A spatiotemporal deep learning approach for automatic pathological gait classification. Sensors. 2021;21(18):6202. DOI 10.3390/s21186202
10. Taboada Díaz JE, Carreño Juan D, Dunn García E, Díaz Novo C, Rodríguez Moliner T. Rasgos esenciales para la obtención del patrón biomecánico de la marcha en niños sanos. Una revisión sistemática. Rehabilitación. 2022;56(3):195-203. https://doi.org/10.1016/j.rh.2021.11.003
11. Hua W, Nasir S, Arnold G, Wang W. Analysis of mechanical energy in thigh, calf and foot during gait in children with cerebral palsy. Medical Engineering & Physics. 2022;105:103817. DOI 10.1016/j.medengphy.2022.103817
12. Huang M, Bagesteiro LB. Kinematics comparison of squat (2D vs 3D analysis) for remote learning – pilot study. Journal of Kinesiology & Wellness. 2022;11(1):3-14. DOI 10.56980/jkw.v11i.100
13. Hua W, Arnold GP, Nasir S, Wang W. Analysis of mechanical energy in thigh, calf and foot during gait in children with cerebral palsy Medical Engineering & Physics. 2022;105:103817. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2022.103817
14. Bourharbal M, Majid K, Elhanafi A, Abdelfettah Y. Quantified gait analysis in children with cerebral palsy: A retrospective study of spatiotemporal and kinematic characteristics. Sch J Med Case Rep. 2025;13(5):987-96. DOI 10.36347/sjmcr.2025.v13i05.055
15. Saravanakumar S, Kumaravelan A, Ravindran R. Sagittal plane gait analysis in children with cerebral palsy spastic diplegia with crouch gait: A retrospective observational study. Physiother - J Indian Assoc Physiother. 2021;15(2):74-80.
16. Bonnefoy-Mazure A, De Coulon G, Lascombes P, Bregou A, Armand S. A 10.5-year follow-up of walking with unilateral spastic cerebral palsy. Journal of Children's Orthopaedics. 2023;17(2):173–183. DOI 10.1177/18632521231154975
17. Haumont T, Church C, Hager S, Cornes MJ, Poljak D, Lennon N, et al. Flexed-knee gait in children with cerebral palsy: a 10-year follow-up study. J Child Orthop. 2013;7:435–43. DOI 10.1007/s11832-013-0505-8

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

Conflicto de intereses
Los autores declaran que no existen conflictos de intereses

Contribución de los autores

Melissa Martell Cabrera.

Trabajó en la selección de la paciente a examinar, en su análisis clínico, así como en la recolección de los datos experimentales. Realizó todo el procesamiento de los resultados y su interpretación. Participó en la revisión crítica de su contenido, redacción y aprobación del trabajo final.

Eduardo Dunn García.

Contribuyó en la selección de la paciente a examinar, en su análisis clínico, así como en la revisión del procesamiento de los resultados y su interpretación. Trabajó además en la revisión crítica del contenido, redacción y aprobación del trabajo final.

Tania Rodríguez Moliner.

Participó en la recolección de los datos experimentales. Supervisó y revisó el procesamiento de los mismos y su interpretación. Así como, trabajó además en la revisión crítica del contenido, redacción y aprobación del trabajo final.