

Análisis Espaciotemporal y Cinemático de la Marcha en Pacientes con Parálisis Cerebral Espástica

P.E. Ruiz-Padilla¹, S. Lora-Castro², F.J. Alvarado-Rodríguez^{2,3}, J.C. Pérez⁴, H. Vélez-Pérez^{2*}

¹Laboratorio de Análisis de la Marcha, Centro de Rehabilitación Infantil Teletón, Guadalajara, Jalisco, México.

²Departamento de Ciencias Computacionales, CUCEI, Universidad de Guadalajara, Guadalajara, Jalisco, México.

³Departamento de Electromecánica, Universidad Autónoma de Guadalajara, Jalisco, México.

⁴Centro de Rehabilitación e Inclusión Infantil, Estado de México, México.

*hugo.velez@academicos.udg.mx

Abstract— The spatio-temporal and kinematic data analysis of gait in patients with cerebral palsy is important to understand the alterations in their gait cycle allowing correct diagnoses, plan surgeries or establish effective rehabilitation therapies. However, access to the records acquired by commercial equipment is limited given the acquisition, storage and format protocols that each commercial brand establishes for its equipment. Biomark is a useful computational tool previously developed in our work team and used in this study to extract, convert, analyze and process recordings from a commercial device for gait analysis. The recordings were acquired in the Gait Analysis Laboratory of the Centro de Rehabilitación Infantil Teletón (CRIT) de Occidente and correspond to 19 children aged 6.4 years old on average and diagnosed with Gross Motor Paraparesis II-III. The spatio-temporal parameters and kinematic descriptors were calculated using the Biomark Toolbox. The results demonstrated that Biomark is a useful auxiliary computational tool for the calculation and analysis of gait parameters. In general terms, it was observed that the gait pattern in patients with cerebral palsy is crouched, with greater hip, knee and dorsal ankle flexion at initial contact, showing a higher percentage of stance and decreased swing phase with respect to nominal values. The decreased speed, stride length and cadence are derived from muscular dystrophy. Future work suggests the implementation of an electronic medical file for the quantitative follow-up of the parameters of the patients' gait, allowing an early evaluation and adjustment of rehabilitation strategies.

Palabras clave—Análisis de la Marcha, Biomark, CRIT de Occidente, Parálisis Cerebral, Paraparesia.

I. INTRODUCCIÓN

La Parálisis Cerebral (PC) es un grupo de trastornos que afectan el control del movimiento y la postura, atribuidos a alteraciones no progresivas, originadas en el cerebro durante su maduración [1]. Se estima que, por cada 1000 nacimientos en el mundo, de 1 a 3 niños nacen con este grupo de trastornos. En México, la PC es la principal causa de trastornos motores, de los cuales más del 60% de los casos son de tipo espástico y, el 25% de estos casos, son niños que nunca podrán caminar [2-4].

El origen de la PC es desconocido en el 50% de los casos. Sin embargo, tiene una mayor incidencia en niños prematuros y de bajo peso. La presencia conjunta de otros

tipos de trastornos es posible, ya sea sensoriales, cognitivos, perceptivos, de comunicación o de conducta.

Esto ocasiona que las desviaciones del patrón de la marcha normal cambien drásticamente, ya sea conforme a la distribución operacional (hemiplejía, diplejía o cuadriplejía), a la edad, o a las intervenciones a las que haya sido expuesto el paciente [4,5]. La habilidad de caminar de manera estable se desarrolla completamente hasta después de los cinco años, tras la maduración del sistema nervioso y posterior al ajuste del crecimiento de las extremidades [6].

Aunque la PC no es progresiva, se desarrollan efectos secundarios importantes. En particular, la PC del tipo espástica presenta hipertonía, una progresiva rigidez del movimiento, debilidad, hipertonía e hiperreflexia [7].

El Centro de Rehabilitación Infantil Teletón (CRIT) de Occidente cuenta con un Laboratorio para el análisis de la marcha, donde se hace la evaluación de pacientes infantiles con trastornos motrices como la PC. Sin embargo, los datos adquiridos, así como los parámetros estimados por el equipo a partir del registro de la marcha de los pacientes, son limitados. Lo anterior, además de no permitir el acceso a los especialistas a dichos datos, también acota y dificulta la interpretación de las curvas y valores estimados derivando, posiblemente, en diagnósticos y tratamientos erróneos.

Con el fin de planificar intervenciones que mejoren el desarrollo e independencia del desplazamiento, ya sea corrigiendo asimetrías, debilidad, falta de maduración o conservación de la energía entre otros, es necesario evaluar la severidad, extensión y origen causal de la desviación del patrón de marcha en pacientes con PC infantil tipo Paraparesia [8,9].

El objetivo del presente trabajo es realizar una descripción cinemática de la marcha en pacientes con PC tipo Paraparesia espástica con la ayuda de la herramienta computacional Biomark [10] para la extracción de características que permitan el análisis estadístico de los parámetros espaciotemporales y cinemáticos auxiliando al monitoreo, clasificación y planificación del tratamiento de pacientes con PC tipo Paraparesia espástica en el área clínica.

II. METODOLOGÍA

A. Base de datos

En este estudio se incluyeron 19 expedientes de pacientes diagnosticados con PC infantil tipo Paraparesia espástica. El grupo de pacientes se conformó por 8 niñas y 11 niños, con una edad promedio de 6.42 ± 3.24 años. Todos los pacientes fueron evaluados mediante el sistema de clasificación de la función motora gruesa (GMFCS, por sus siglas en inglés), catalogados del nivel II al III. Todos los pacientes pertenecen al Centro de Rehabilitación Infantil Teletón (CRIT) de Occidente y cuentan con un expediente completo de parámetros espaciotemporales y cinemática adquiridos en el laboratorio de análisis de la marcha del CRIT, con un equipo profesional BTS Bioengineering [11].

B. Laboratorio de análisis de la marcha

El laboratorio de análisis de la marcha del CRIT de Occidente está equipado con un sistema optoelectrónico SMART-DX 6000 y cuenta con ocho cámaras infrarrojas con una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Los datos de los registros fueron adquiridos con el software *BTS SMART-Clinic*, incluido en el equipo de registro; pero se procesaron de manera externa utilizando la herramienta computacional Biomark [10]. Los registros fueron adquiridos por un especialista médico, quien reportó la colocación de los marcadores pasivos reflejantes en los puntos anatómicos conforme al protocolo estandarizado Davis [12]. Posteriormente, el paciente fue registrado en al menos dos ciclos completos de marcha, caminando descalzo, a una velocidad auto determinada sobre un pasillo. El protocolo de medición de este trabajo fue sometido a la evaluación del Comité de Ética en Investigación del Posgrado de Alta Especialidad en Rehabilitación Pediátrica de la Universidad Teletón.

C. Parámetros de la marcha

Los parámetros espaciotemporales considerados fueron: porcentaje de tiempo en soporte y balanceo, longitud de paso, velocidad y cadencia. Asimismo, los descriptores cinemáticos estimados fueron: ángulos de pelvis, cadera, rodilla y tobillo en los tres planos de referencia (sagital, frontal y transversal).

D. Análisis estadístico

Se realizó un análisis estadístico descriptivo de los rangos de movimiento en pelvis, cadera, rodilla y tobillo en los tres ejes de referencia. Las medidas de tendencia central, media y desviación estándar (σ) también fueron consideradas. Los movimientos de flexión / extensión, rotación interna / externa y aducción / abducción de cada segmento anatómico fueron evaluados en grados de movimiento.

III. RESULTADOS

A. Cinemáticos

Las medidas de tendencia central de los parámetros cinemáticos en los segmentos de pelvis, cadera, rodilla, rodilla y tobillo se presentan en las Fig. 1-3, y se representan tres momentos importantes de la marcha: el contacto inicial (Fig. 1), el inicio (Fig. 2) y el final (Fig. 3) de la fase del balanceo del ciclo de marcha, tanto de la extremidad derecha (RT) como de la extremidad izquierda (LT) distribuidos de manera alternada en cada una de las gráficas. Se usan las mismas etiquetas de descripción de movimiento utilizadas en los reportes cinemáticos para facilitar su interpretación.

B. Espaciotemporales

Los valores obtenidos presentan características globales de marcha anormal con hipertonía. La duración promedio de la marcha en dos fases, soporte y balanceo, marcó una tendencia a aumentar la fase de soporte (Fig. 4). La longitud del paso es disminuida pero la duración de zancada se incrementó (no se presenta su representación gráfica en este documento), respecto a los valores estándar considerados normales representados en el mismo equipo de adquisición BTS para el rango de edad de los pacientes. No obstante, esto resultó en una cadencia levemente disminuida, pero con una velocidad por mitad de un paciente sano.

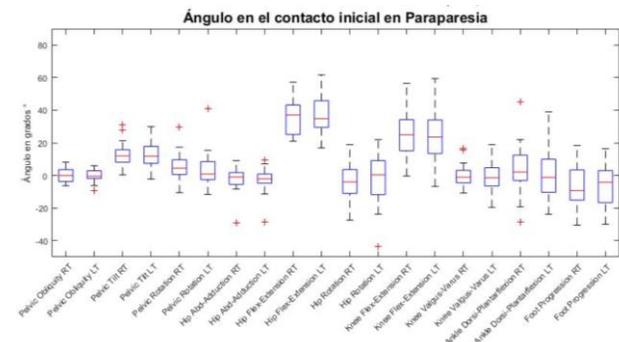


Fig. 1. Cinemática del miembro inferior en Paraparesia durante la posición inicial.

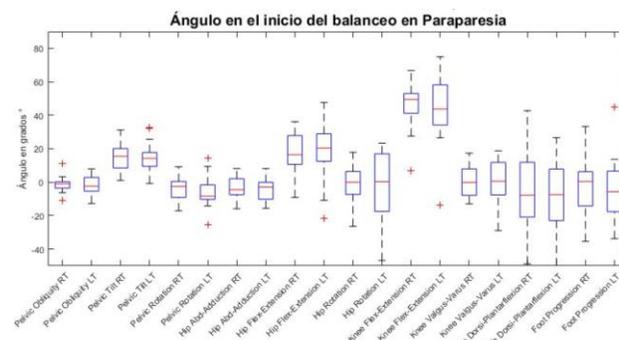


Fig. 2. Cinemática del miembro inferior en Paraparesia en la fase de balanceo inicial.

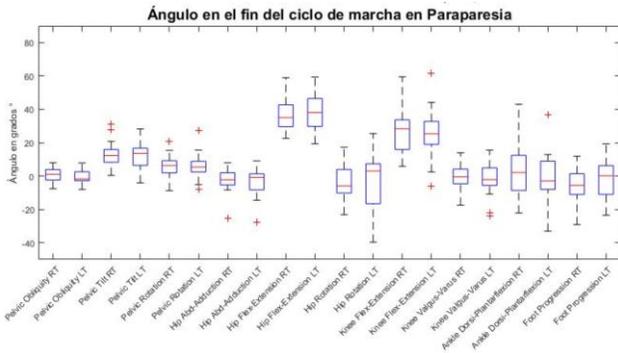


Fig. 3. Cinemática del miembro inferior en Paraparesia durante el final del balanceo.

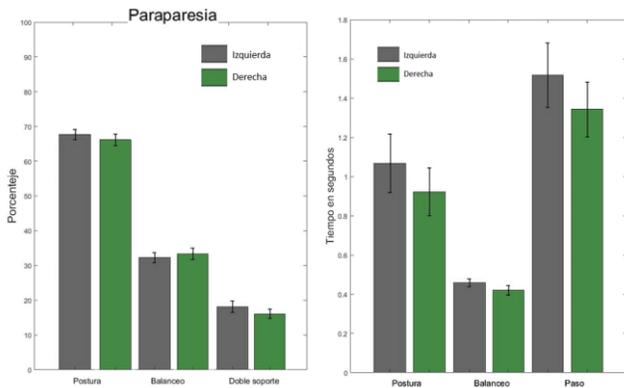


Fig. 4. Porcentajes de la etapa de postura, balanceo y soporte promedio del ciclo de marcha para ambas extremidades (izquierda); y tiempos promedio de la postura, balanceo y duración del paso (derecha).

IV. DISCUSIÓN

En este trabajo se evaluaron las diferencias cinemáticas de cadera, rodilla y tobillo en un ciclo de marcha entre pacientes con PC tipo Paraparesia espástica *VS* valores nominales estándares para ese grupo de edad proporcionados por el software del equipo BTS, en tres etapas del ciclo de marcha: durante el contacto inicial, al inicio de balanceo y al final del ciclo.

Los datos adquiridos fueron registrados utilizando el software preinstalado (*BTS SMART-Clinic*) en el equipo. Por la configuración del sistema, el protocolo y el formato en el que el software almacena los datos, la información de los registros no es accesible para los especialistas clínicos. Sin embargo, el uso de la herramienta computacional Biomark [10] no sólo permitió la extracción de los registros sino también permitió su procesamiento. En este punto es necesario mencionar que, antes del desarrollo de Biomark, los datos eran analizados en el ordenador del equipo, por lo que su interpretación debía hacerse *in situ* por parte de los especialistas. Por otro lado, también es importante remarcar que los parámetros y curvas que estos equipos calculan son limitados y que la conversión de estos formatos comerciales a formatos más estandarizados o comunes, tal y como lo

permite Biomark, abre un abanico de numerosas oportunidades para procesar, caracterizar o clasificar los datos registrados.

En términos generales, los eventos registrados mostraron una disminución en la media de los rangos de movimiento por parte de los pacientes con PC tipo Paraparesia espástica. Algunos autores han reportado el término “marcha agachada”, la cual prevalece en la PC tipo Paraparesia espástica, denominada así por una extensión incompleta de la cadera, una flexión > 30° de la rodilla y dorsiflexión del tobillo [13-15]. En las Fig. 1 y 3, que corresponden a fases posturales, se observa este fenómeno. También se puede apreciar una mayor flexión de caderas en el contacto inicial, media de 36° ($\sigma \pm 1.4$) y en el balanceo 38° ($\sigma \pm 0.39$) con relación al valor nominal de 30°. A nivel de la rodilla se obtuvo una media de 25° ($\sigma \pm 0.37$) frente al nominal de 5°; en el balanceo final un 53° ($\sigma \pm 1.47$) con respecto a los 20° nominales. Del mismo modo el tobillo en el contacto inicial mantenía una dorsiflexión de 1° ($\sigma \pm 2.63$) afectando la progresión por debajo del valor nominal de 10-20°.

En la fase de apoyo medio se observa que la cadera presentó una flexión de 13° ($\sigma \pm 1.30$) con respecto los 0° nominales. En la rodilla observamos una media de 11° ($\sigma \pm 0.84$), mientras que el tobillo reportó 6° ($\sigma \pm 0.59$) por debajo de los 10-20° de los valores nominales considerados normales. En contraparte, se registró una menor extensión de caderas y rodillas con respecto al apoyo inicial. Con base en lo reportado en la literatura, esto se asocia a contracturas de los flexores de rodilla (músculos isquiotibiales) [14].

Los parámetros espaciotemporales son considerados de gran importancia para la descripción del proceso de la marcha en bloques. En este estudio se observó que el porcentaje del tiempo de soporte fue de 67 %, valor por encima del 58 % considerado como normal (Fig. 4). Esto condujo a los pacientes a una fase de balanceo menor, reflejándose en una pérdida de control o equilibrio.

La longitud del paso fue de 0.32 m para la pierna derecha y 0.31 m para la izquierda, siendo 0.5 m el valor nominal considerado como normal. Lo anterior coincide con lo postulado por Armand y sus colaboradores [16], quienes indican que la longitud de paso disminuye y la cadencia aumenta o se mantiene para estos casos. Estos parámetros causan que la velocidad de la marcha para el miembro pélvico derecho sea de 0.55 m/s y de 0.56 m/s para el izquierdo en los pacientes siendo 1.22 y 1.03 m/s los valores derecho e izquierdo nominales estimados en sujetos sanos. Este acortamiento puede ser atribuido a la presencia de otras patologías como la falta de extensión de la cadera, por ejemplo.

Por su parte, la cadencia tuvo una media de 101 pasos x minuto con $\sigma \pm 30.51$ pasos x minuto, lo cual representa una cadencia disminuida con respecto a los valores nominales de

los sujetos sanos.

V. CONCLUSIONES

El análisis de parámetros espaciotemporales y cinemáticos a través de una estadística descriptiva resulta fundamental para comprender las alteraciones presentes en el ciclo de la marcha de sujetos con condiciones patológicas a partir de valores nominales. Sin embargo, el acceso a los datos de los registros adquiridos por equipos comerciales es limitado dados los protocolos de adquisición, almacenamiento y formato que cada marca comercial establece para sus equipos. Aunque existen protocolos y formatos estandarizados, aún sigue siendo común en los equipos comerciales tener protocolos de almacenamiento propios. El uso de la herramienta computacional Biomark [10], la cual convierte algunos formatos comerciales a formatos estandarizados, permitió la extracción y procesamiento de estos datos.

Por otro lado, los niños con PC tipo Paraparesia espástica, desarrollan mecanismos de compensación frente a la carencia de coordinación y rango de movimiento. Los efectos secundarios reflejados son deformidades, aumento de la fase de apoyo y disminución de la longitud y velocidad de su marcha, como resultado de la hiperactividad muscular y problemas de equilibrio y coordinación.

El análisis descriptivo realizado en este estudio reflejó las diferencias entre la marcha de niños con PC tipo Paraparesia VS valores nominales. Aunque las diferencias encontradas no reflejan una limitación motriz absoluta durante la infancia, sí se acentúan conforme aumenta el peso y altura de los pacientes. Esta es la importancia de contar con evaluaciones más completas que permitan y catalicen la planeación de intervenciones quirúrgicas, así como las terapias físicas y medicamentosas a las que los pacientes se tengan que someter como parte de su rehabilitación.

Como perspectiva a corto plazo podemos plantear que, con base en los registros adquiridos y procesados a lo largo de las sesiones de los pacientes, se implemente un expediente clínico electrónico donde se dé un seguimiento cuantitativo a la evolución de los parámetros de la marcha del paciente, pudiendo así evaluar la estrategia de rehabilitación y hacer los ajustes necesarios de forma temprana y oportuna. Otros trabajos a largo plazo podrían apuntar a extender esta metodología a otro tipo de patologías motrices.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al Laboratorio de Análisis de la Marcha del Centro de Rehabilitación Infantil Teletón (CRIT) de Occidente, por el acceso a sus instalaciones y la colaboración con sus médicos especialistas.

Asimismo, los autores también agradecen al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por el apoyo recibido a través de las becas CVU-760841 y CVU-746539.

DECLARACIÓN DE CONFLICTOS DE INTERÉS

Los autores declaran no tener ningún conflicto de interés respecto a la autoría o publicación de este trabajo.

REFERENCIAS

- [1] P. Rosenbaum, N. Paneth, A. Leviton, M. Goldstein, M. Bax, D. Damiano, B. Dan, and B. Jacobsson. "A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006". *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 49, pp. 8–14, 2007. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.tb12610.x>
- [2] D. R. Patel, M. Neelakantan, K. Pandher, and J. Merrick. "Cerebral palsy in children: a clinical overview", *Translational Pediatrics*, vol. 9, S1, pp. S125–S135, 2020. <https://doi.org/10.21037/tp.2020.01.01>
- [3] S. M. Beristain. "¿Qué es la Parálisis Cerebral?" *Centro de Cirugía Especial de México, IAP*. Revisado en julio de 2021. <https://www.centrodecirurgia.org/que-es-la-paralisis-cerebral/>
- [4] F. Miller, S. Bachrach, N. Lennon, and M. O'Neil, Eds. "Cerebral Palsy". *Cham: Springer International Publishing*, 2020. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-50592-3>
- [5] C. L. Richards and F. Malouin, "Cerebral palsy: definition, assessment and rehabilitation", *Handb Clin Neurol*, vol. 111, pp. 183–195, 2013. <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-52891-9.00018-X>
- [6] D. Sutherland, "The development of mature gait", *Gait and Posture*, vol. 6, n.º. 2, pp. 163–170, 1997. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(97\)00029-5](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(97)00029-5)
- [7] C. Sankar and N. Mundkur, "Cerebral palsy-definition, classification, etiology and early diagnosis". *The Indian Journal of Pediatrics*, vol. 72, n.º. 10, pp. 865–868, 2005. <https://doi.org/10.1007/bf02731117>
- [8] M. Haro, "Laboratorio de análisis de marcha y movimiento". *Revista Médica Clínica Las Condes*, vol. 25, n.º. 2, pp. 237–247, 2014. [https://doi.org/10.1016/s0716-8640\(14\)70034-3](https://doi.org/10.1016/s0716-8640(14)70034-3)
- [9] R. Baker, A. Esquenazi, M. Benedetti and K. Desloovere, "Gait analysis: clinical facts", *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.*, vol. 52, n.º. 4, pp. 560–574, 2016.
- [10] F. J. Alvarado-Rodríguez, C. Covantes-Osuna, E. Guzmán-Quezada, R. Romo-Vázquez, S. Guevara-Vega, P. Ruiz-Padilla, and H. Vélez-Pérez. "Biomark: A Toolbox for Visualization and Kinematic Gait Analysis", *In Latin American Conference on Biomedical Engineering*, pp. 913–920, 2019. https://doi.org/10.1007/978-3-030-30648-9_118
- [11] "BTS GAITLAB | Integrated Gait Analysis Systems | BTS Bioengineering". *BTS Bioengineering*. Revisado en julio de 2021. <https://www.btsbioengineering.com/products/bts-gaitlab-gait-analysis/>
- [12] R. B. Davis, S. Ounpuu, D. Tyburski, and J. R. Gage, "A gait analysis data collection and reduction technique", *Human Movement Science*, vol. 10, pp. 575–587, 1991. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(91\)90046-Z](https://doi.org/10.1016/0167-9457(91)90046-Z)
- [13] J. Rodda and H. K. Graham, "Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm", *European Journal of Neurology*, vol. 8, s5, pp. 98–108, 2001. <https://doi.org/10.1046/j.1468-1331.2001.00042.x>
- [14] J. M. Rodda, H. K. Graham, L. Carson, M. P. Galea, and R. Wolfe, "Sagittal gait patterns in spastic diplegia", *Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, vol. 86, n.º. 2, pp. 251–258, 2004. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.86b2.13878>
- [15] C. Vuillermin, J. Rodda, E. Rutz, B. J. Shore, K. Smith, and H. K. Graham, "Severe crouch gait in spastic diplegia can be prevented", *Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, vol. 93, n.º. 12, pp. 1670–1675, 2011. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.93b12.27332>
- [16] S. Armand, G. Decoulon and A. Bonnefoy-Mazure, "Gait analysis in children with cerebral palsy", *EFORT Open Reviews*, vol. 1, n.º. 12, pp. 448–460, 2016. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.1.000052>