

## Restauración del patrón biomecánico de la marcha en niños cubanos

Restoration of the biomechanical pattern of walking in Cuban children

Joyce Eduardo Taboada Díaz<sup>1\*</sup>

Lázaro Josenmy Díaz Morales<sup>1</sup>

Maylin Hernández Ricardo<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Universidad Técnica de la Habana “José Antonio Echeverría”. La Habana, Cuba.

<sup>2</sup> Universidad de Ciencias Pedagógicas “Enrique José Varona”. La Habana, Cuba.

\*Correo electrónico: [joyceetd77@gmail.com](mailto:joyceetd77@gmail.com) o [jtaboada@mecanica.cujae.edu.cu](mailto:jtaboada@mecanica.cujae.edu.cu)

---

### RESUMEN

**Introducción:** La biomecánica en Cuba no está ajeno a la realidad internacional. Pese a las dificultades tecnológicas, los avances en materia de investigación sobre la biomecánica de la marcha humana generan mayor aporte a la medicina, hecho que reporta investigaciones de valioso impacto aplicable a la medicina física y de rehabilitación.

**Objetivo:** Proponer la aplicación de un modelo matemático que contribuya a la recuperación del patrón biomecánico de la marcha, en la articulación de la cadera en niños con parálisis cerebral diparesia espástica.

**Métodos:** Se realizó una exploración funcional y mecánica de dicha articulación en condiciones de normalidad, que comprendió los huesos, músculos y ligamentos, así como

los movimientos que esta experimenta, y conforman el ciclo de la marcha bípeda normal. Se realizó una revisión de la parálisis cerebral (tipo diparesia espástica) desde su concepto y generalidades que describen el comportamiento de dicha patología y su manera de afectar el ciclo de la marcha normal.

**Resultados:** El planteamiento de la ecuación que describe el movimiento tuvo sus bases en la dinámica lagrangiana, o sea, en la expresión Euler-Lagrange, y para darle funcionalidad a dicho modelo. Se realizó un estudio videográfico, el cual proporcionó los parámetros cinemáticos necesarios.

**Conclusiones:** Parámetros cinéticos y antropométricos, dieron lugar a la obtención de las curvas de aceleración angular contra tiempo para los pacientes, estableciendo un marco comparativo de gran importancia para la toma de decisiones en el campo de acción de la medicina física y de rehabilitación, logrando mayor eficacia en la recuperación de estos pacientes o bien para el desarrollo de nuevas tecnologías.

**Palabras clave:** articulación de la cadera; marcha bípeda; parálisis cerebral; patrón biomecánico de la marcha.

---

## **ABSTRACT**

**Introduction:** Biomechanics in Cuba is not alien to international reality. Despite the technological difficulties, advances in the field of research on the biomechanics of human walking generate greater contribution to medicine, a fact that reports research of valuable impact applicable to physical medicine and rehabilitation.

**Objective:** To propose the application of a mathematical model that contributes to the recovery of the biomechanical pattern of gait, in the hip joint in children with cerebral palsy, spastic diparesia.

**Methods:** A functional and mechanical exploration of the joint was performed under normal conditions, which included the bones, muscles and ligaments, as well as the movements that it undergoes, and make up the cycle of normal bipedal gait. A review of cerebral palsy (type of spastic diparesia) was made from its concept and generalities that describe the behavior of this pathology and its way of affecting the normal gait cycle.

**Results:** The approach of the equation that describes the movement had its bases in the Lagrangian dynamics, that is, in the Euler-Lagrange expression, and to give functionality to

said model. A videographic study was conducted, which provided the necessary kinematic parameters.

**Conclusions:** Kinetic and anthropometric parameters, resulted in obtaining angular acceleration curves against time for patients, establishing a comparative framework of great importance for decision making in the field of physical medicine and rehabilitation, achieving greater efficiency in the recovery of these patients or for the development of new technologies.

**Keywords:** hip joint; bipedal gait; cerebral palsy; biomechanical pattern of the march.

---

Recibido: 30/9/2018

Aprobado: 31/10/2018

## INTRODUCCIÓN

El estudio de la biomecánica en Cuba no está ajeno a la realidad internacional. Pese a las dificultades tecnológicas, los avances en materia de investigación sobre la biomecánica de la marcha humana generan mayor aporte a la Medicina, hecho que reporta investigaciones de valioso impacto aplicable a la medicina física y de rehabilitación.

El Hospital “Julio Díaz González”, presta servicios desde hace 57 años, de los cuales 53 han sido dedicados a la rehabilitación de pacientes con afecciones altamente incapacitantes.<sup>(1)</sup> Dentro de las causas más frecuentes de ingreso con un 28,3 % está la parálisis cerebral que, además representa un 15,1 % del total de casos que ingresan a tratamientos hospitalarios como ambulatorios. El 80 % de los pacientes infantiles tratados por parálisis cerebral es por la diparesia espástica, de 467 ingresos 373 corresponden a este tipo: 301 son nuevos ingresos (64,45 %) y 166 son de reingresos (35,54 %).<sup>(2)</sup>

La parálisis cerebral diparesia espástica es una enfermedad no progresiva, por ello los pacientes pueden mejorar sus capacidades si reciben un tratamiento que esté acorde a sus síntomas y necesidades, tratamiento que está condicionado por la presencia de un equipo especializado que incluye médicos, enfermeros, psicólogos, logopedas y fisioterapeutas, al igual que familiares.<sup>(3)</sup>

El diagnóstico definitivo de estos pacientes es empírico por depender de la experiencia y aciertos del especialista; y subjetiva<sup>(4)</sup> porque su análisis tiene una antesala cognitiva como resultado de comparar posturas, rangos articulares, tono muscular, y otros.

Por ello, se hace necesario dentro del campo de la ingeniería y la medicina física y de rehabilitación, el desarrollo de modelos matemáticos que realicen una descripción cuantitativa del movimiento, de tal forma que los parámetros definidos permitan recrear, simular o analizar movimientos específicos de la articulación de la cadera, para de esta forma desarrollar nuevas tecnologías y aplicar mejores tratamientos de rehabilitación física que estimulen la acción muscular y lograr el rango de movilidad deseado. Constituye esto, una prioridad como soporte del acto médico, permitiendo contribuir a la corrección de la marcha patológica en pacientes con parálisis cerebral, esta situación plantea como problema: ¿Cómo contribuir a la recuperación del patrón biomecánico de la marcha en la articulación de la cadera en niños con parálisis cerebral diparesia espástica?

Para esto se formula como objetivo, proponer un modelo matemático para contribuir a la recuperación del patrón biomecánico de la marcha en la articulación de la cadera en niños con parálisis cerebral diparesia espástica.

## **MÉTODOS**

Se realizó un estudio de caso donde se seleccionó un niño con parálisis cerebral diparesia espástica y un niño sin patología. Las edades seleccionadas para el análisis y toma de datos fueron de 5 años para el niño sano (NS) y en colaboración con la sala de Fisioterapia del Centro Nacional de Rehabilitación “Julio Díaz”, se seleccionó un niño enfermo (NE) con una parálisis cerebral diparesia espástica con edad de 6 años. Estos niños se sometieron voluntariamente a la prueba con la aprobación de sus padres.

Se utilizó el software Tracker para obtener los parámetros necesarios, para ello se realizó una videografía de análisis, las áreas de filmación seleccionadas a partir de las medidas mínimas necesarias. Para el caso del NS se utilizó el área de los bajos del Departamento de Humanidades de la Universidad Tecnológica de La Habana José Antonio Echeverría (CUJAE), mientras que para el NE se utilizó el tabloncillo del área de fisioterapia del Hospital de Rehabilitación “Julio Díaz”, el cual fue prestado para el estudio. Ambos terrenos de filmación comparten planicidad, amplitud e iluminación, necesarios para el desarrollo de la actividad.

La articulación de la cadera presenta tres grados de libertad (GDL) y esto hace que la utilización de modelos matemáticos que se aproximen al movimiento sean lo suficientemente complejos como para emprender un trabajo matemático con un modelo aproximado. Por ello, diferentes análisis biomecánicos de la marcha concluyen que para producir la misma no son necesarios todos los GDL de la articulación de la cadera, y que con el torso sólo basta con mantener la posición vertical, lo que se resume en los movimientos de flexión-extensión y aducción-abducción.<sup>(5)</sup>

### **Flexión-extensión de cadera ( $\theta$ )**

Los movimientos de flexión-extensión de un paciente no patológico se observan más claramente en un análisis de la marcha humana en el plano sagital tal y como se presenta en la figura 1. Sin embargo, obtener datos de estas acarrearía un error apreciable, es por eso que la opción para trabajar con dichas curvas fue muestrearlas cada 0,5 % del ciclo de la marcha para tener una representación discreta de las curvas y así poder utilizar los valores del muestreo (Fig. 1).

### **Aducción-abducción de cadera ( $\theta$ )**

Los movimientos de aducción-abducción de un paciente no patológico se observan analizando el ciclo de marcha en el plano frontal como se observa en la figura 2. Igualmente, para este movimiento se discretizó la curva para obtener valores más exactos.<sup>(7)</sup>

## Dinámica Lagrangiana: Modelo matemático

Por su parte, para modelar estos sistemas se utilizó el método de Euler-Lagrange debido a la complejidad de las interacciones que pueden ocurrir entre los elementos o segmentos corporales de los sistemas mecánicos que representan la caminata. Esta se basa en la identificación de un conjunto de parámetros necesarios para describir el estado dinámico de un sistema.

Para lograr la ecuación dinámica de un sistema, se formula primero la función de Lagrange La conocida también como potencial cinético o lagrangiano del sistema, y definido por  $L = T - V$ , siendo T la energía cinética y V, la energía potencial de dicho sistema.<sup>8</sup>

La ecuación obtenida por esta metodología, permiten determinar las aceleraciones angulares en cada movimiento, resulta una herramienta necesaria para los casos en los que no se cuenta con gran conocimiento del funcionamiento del sistema, debido a que incluye de manera natural las restricciones, concibe al sistema como un todo y usa funciones escalares para describir las energías cinética y potencial.<sup>(9)</sup>

Ecuación durante la fase de apoyo en flexión-extensión:

$$\ddot{\theta} = \frac{-gL(m + \frac{1}{3}m_p)}{(m + \frac{1}{9}m_p)L^2} \cdot \theta - \frac{b}{(m + \frac{1}{9}m_p)L^2} \cdot \dot{\theta} + \frac{(R \cdot A \cos(\theta - \alpha) - R \cdot B \sin(\theta - \alpha))}{(m + \frac{1}{9}m_p)L^2}$$

Ecuación durante la fase de apoyo en abducción-aducción:

$$\ddot{\theta} = \frac{-gL(m + \frac{1}{3}m_p)}{(m + \frac{1}{9}m_p)L^2} \cdot \theta - \frac{b}{(m + \frac{1}{9}m_p)L^2} \cdot \dot{\theta} + \frac{(R \cdot D \cos \theta + R \cdot L \sin \theta)}{(m + \frac{1}{9}m_p)L^2}$$

Ecuación durante la fase de balanceo:

$$\ddot{\theta} = \frac{-gL(m + \frac{1}{3}m_p)}{(m + \frac{1}{9}m_p)L^2} \cdot \theta - \frac{b}{(m + \frac{1}{9}m_p)L^2} \cdot \dot{\theta} + \frac{(F_1 L \sin \theta + F_2 \frac{L}{3} \sin \theta)}{(m + \frac{1}{9}m_p)L^2}$$

Como es de observar, las ecuaciones mostradas no tienen en cuenta el momento de inercia total, y esto se debe a la sustitución y trabajo algebraico desarrollado para llegar a dichas ecuaciones, sin embargo, en caso de ser necesario se puede calcular e introducir de igual manera en el modelo. Por su parte la fricción viscosa (b) queda determinada con valor 1.

## **RESULTADOS**

### **Determinación de parámetros del niño sano**

#### **Parámetros corporales**

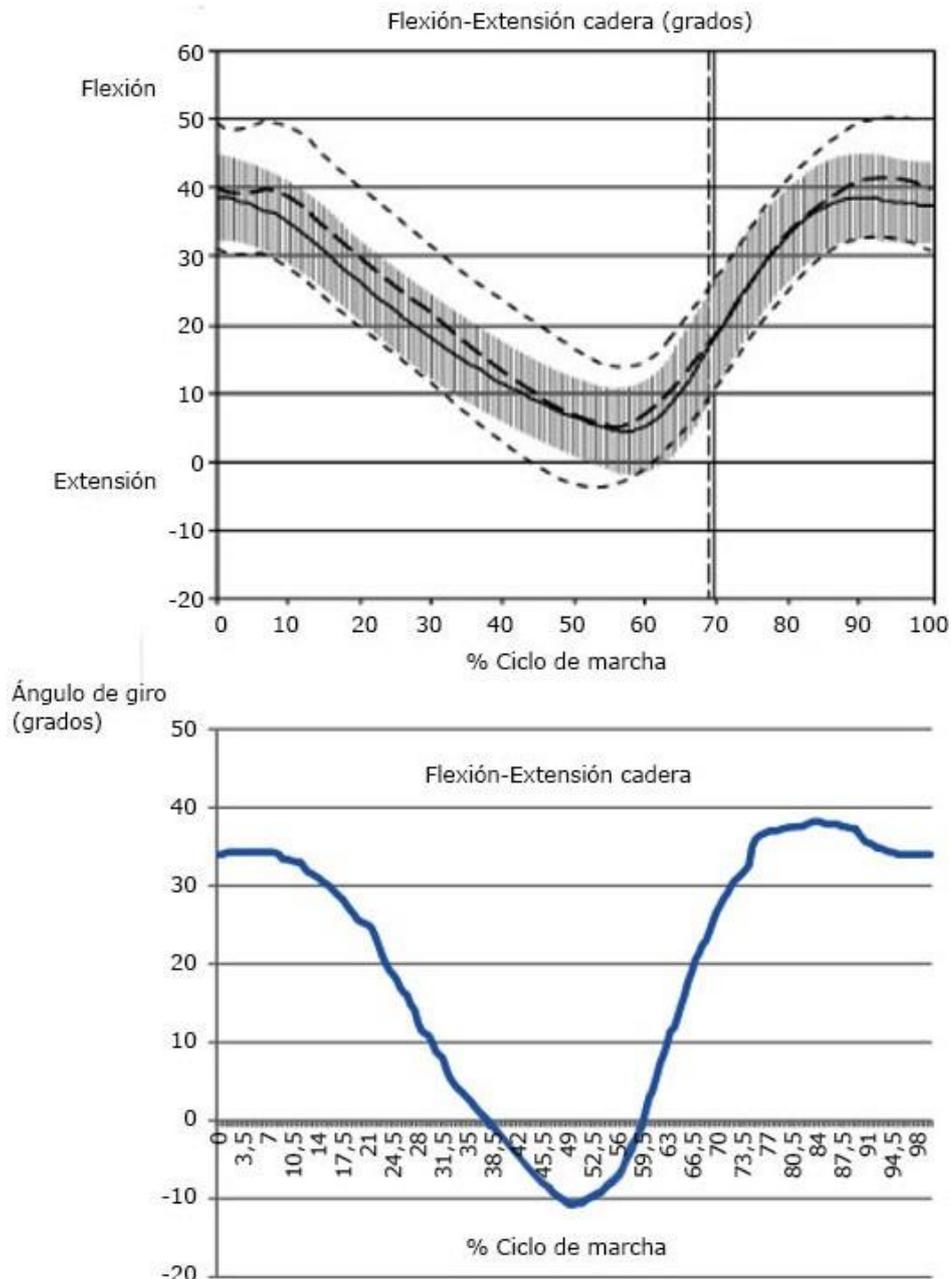
Inicialmente se tomaron los datos como la estatura y el peso, siendo estos 115 cm y 20 kg respectivamente.

Haciendo uso de la longitud de los segmentos corporales nominales en relación a la altura, se determinó que la longitud del miembro inferior asumido es  $L = 0,53H$ , que para el caso del NS se tiene que  $L = 60,95 \text{ cm}$ .<sup>10</sup>

Para el caso de la determinación de la masa de la pierna ( $m_p$ ) y la masa del pie ( $m$ ) del miembro inferior se tuvo en cuenta que, para determinar la masa de la pierna, se sumó el de la pierna más el muslo, quedando de la siguiente manera:<sup>11</sup> ( $m = 0,1645 \text{ kg}$ )

#### **Valores de rotación angular ( $\theta$ )**

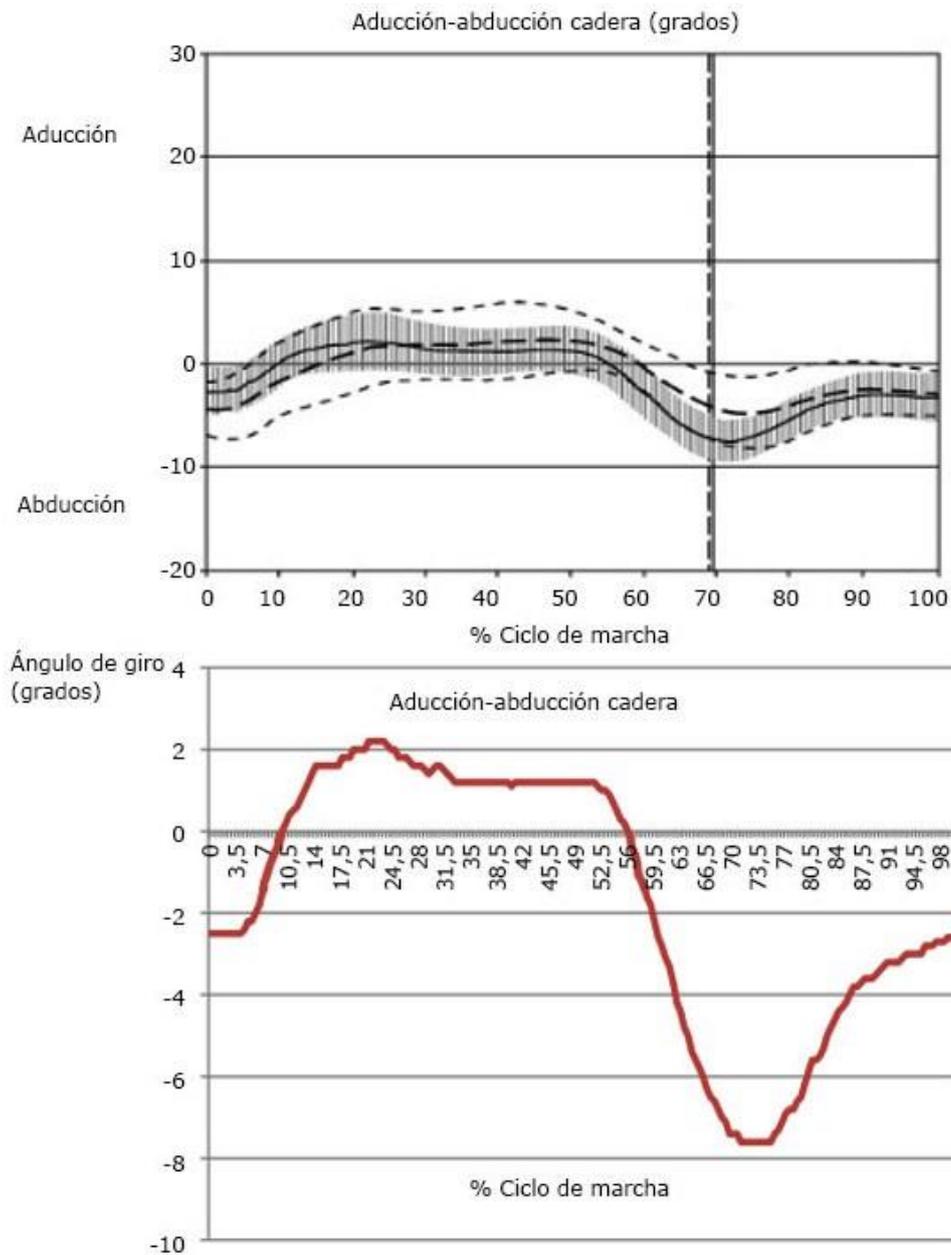
En este caso se tomaron valores de  $\theta$  del movimiento de flexión-extensión como del movimiento de abducción-aducción obtenida de las curvas discretizadas de las figuras 1 y 2.



**Fig. 1.** Cinemática de la cadera en el plano sagital (curva discretizada en azul).<sup>6</sup>

### Fuerzas de reacción en condiciones de contacto con la superficie

De manera que la ecuación de la aceleración angular tuvo en cuenta las fuerzas en condiciones de contacto con la superficie de marcha, se tiene que las componentes de fuerzas producto del contacto  $R_x$  y  $R_y$ , teniéndose en cuenta que la gravedad ( $g$ ) fue de  $9,8 \text{ m/s}^2$ , se puede determinar a partir del cálculo trigonométrico.



**Fig. 2.** Cinemática de la cadera en el plano frontal (curva discretizada en rojo).<sup>(6)</sup>

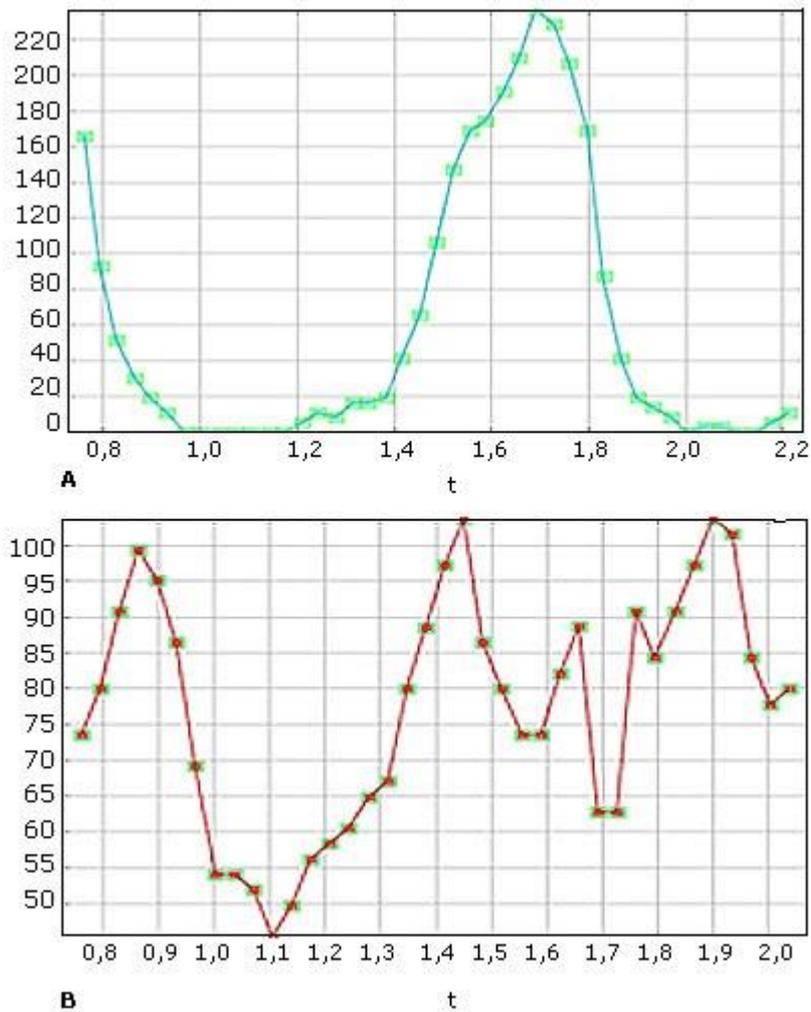
Inicialmente se calculó la fuerza Peso (R) del NS, la cual fue de  $R = m \cdot g = 196 \text{ N}$ .

Para el caso en que se analizaron los movimientos de aducción-abducción se tuvo en cuenta el diagrama de cuerpo libre (DCL), utilizado en este plano de movimiento se recurrió de manera similar al cálculo trigonométrico, de manera tal que los valores de las

componentes de fuerzas resultantes dependieron del ángulo de aducción o abducción que experimenta la pierna.

### Velocidad angular ( $\dot{\theta}$ )

Para ello, se realizó la videografía haciendo uso del Software Tracker 4.62. Una vez establecido lo anterior, se hace correr la videografía a un frame por segundo, dando como resultado la hodógrafa del movimiento como se puede observar en la figura 3, para ambas masas puntuales. Además el software brindó las gráficas de velocidad lineal ( $V_x$ ) vs tiempo (t).



**Fig. 3.** Gráficas de velocidades lineales ( $V_x$ ) vs tiempo (t) de la pierna izquierda.

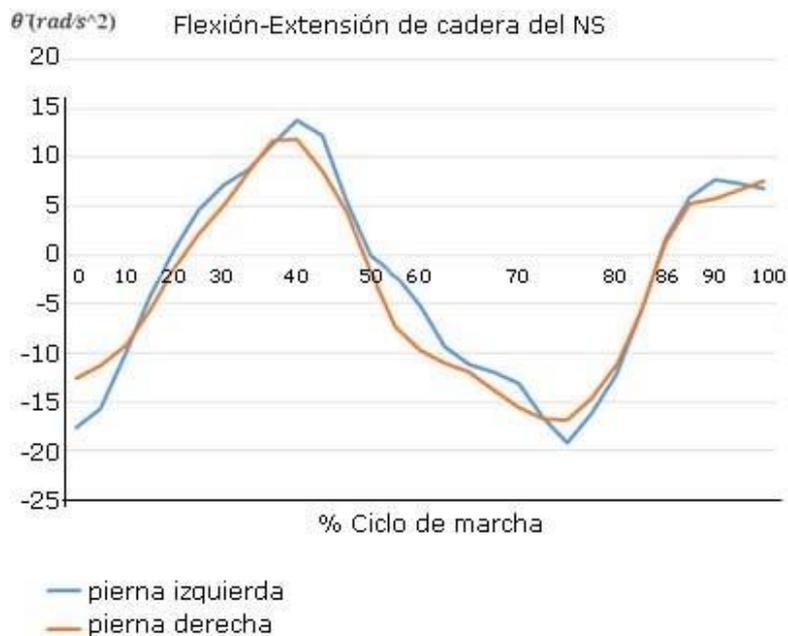
A). Masa puntual b. B). Masa puntual a.

Con la ayuda del software y haciendo uso del programa Excel del paquete de Office se calcularon las velocidades angulares. Donde la longitud ( $r$ ) está determinada por la longitud del miembro inferior, siendo  $r = L = 60,95$  cm.

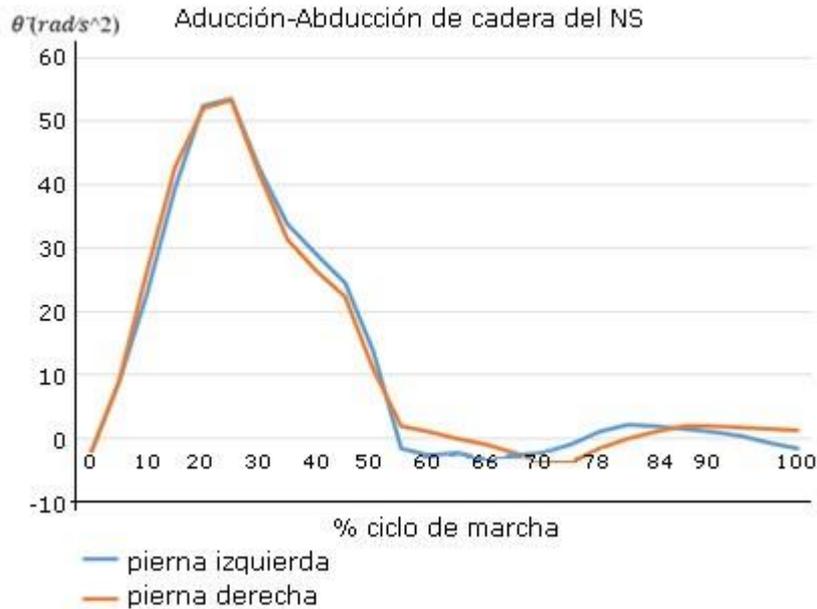
Ya obtenidos los parámetros necesarios para darle utilidad al modelo se obtuvieron entonces las curvas de aceleración angular ( $\ddot{\theta}$ ) vs % Ciclo de marcha, como se muestra en las figuras 4 y 5, donde se determinaron las curvas para ambas piernas, observándose que mantienen un ritmo estable comportándose entonces como las curvas referencias.

### Determinación de parámetros del niño enfermo

El procedimiento a seguir fue similar al que se realizó anteriormente para el NS, pues se evitarán las mismas explicaciones hasta tanto sea necesario.



**Fig. 4.** Curvas de aceleración angular ( $\ddot{\theta}$ ) vs % Ciclo de marcha para el movimiento de flexo-extensión de cadera del NS.



**Fig. 5.** Curvas de aceleración angular ( $\ddot{\theta}$ ) vs % Ciclo de marcha para el movimiento de aducción-abducción de cadera del NS.

### Parámetros corporales

Para proceder con el análisis del NE, se tomaron de igual manera los datos de estatura y peso, fueron estos 121 cm y 24 kg respectivamente.

Igualmente se utilizó  $L = 0,53H$ , la longitud del miembro inferior del NE es  $L = 64,13$  cm.<sup>[10]</sup>  
 Valor de masa<sup>(11)</sup>: ( $m = 0,239$  kg)

### Valores de rotación angular ( $\theta$ )

Se realizó a través del software Tracker. El vector resultante describió la trayectoria angular que experimentó esta sección del miembro inferior que corresponde a la articulación de la cadera.

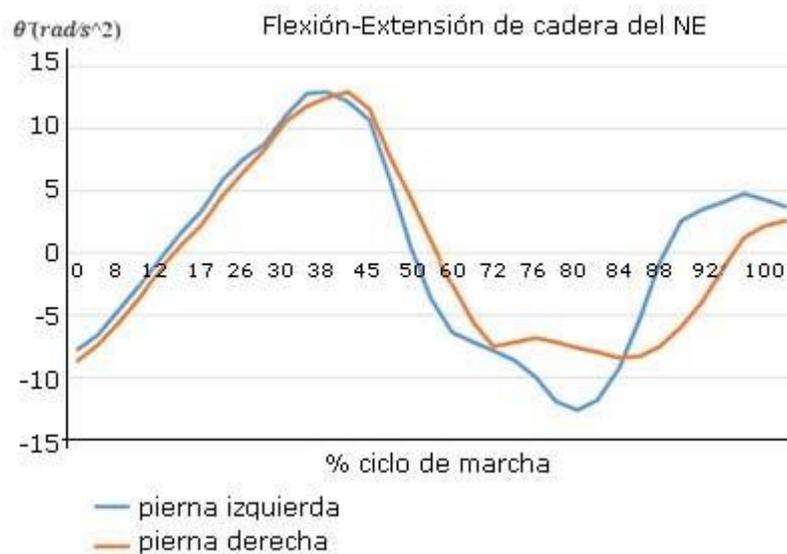
## Fuerzas de reacción en condiciones de contacto con la superficie

Se calculó inicialmente la fuerza Peso (R) del NE, la cual fue de  $R = m \cdot g = 235.2 \text{ N}$  y de manera análoga al procedimiento que se llevó a cabo para determinar trigonómicamente los valores correspondientes del DCL para el NS, se realizó también para el NE.

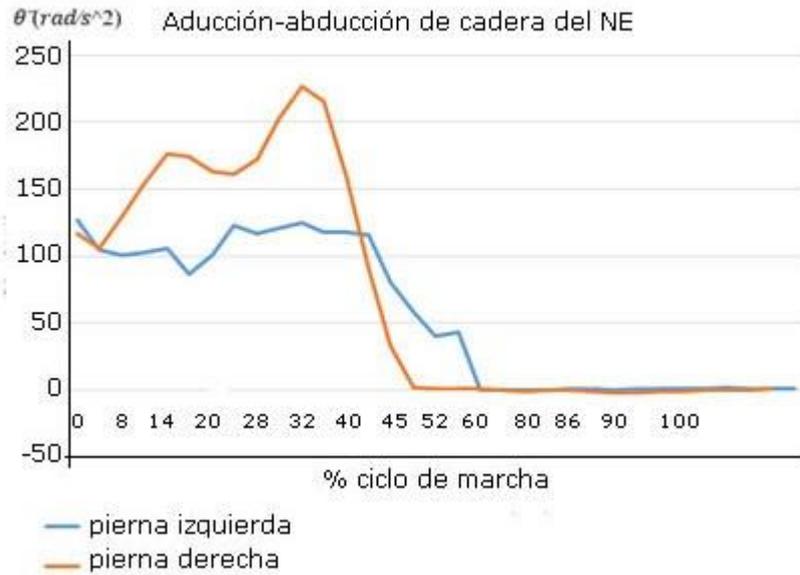
## DISCUSIÓN

Una vez obtenidos los parámetros necesarios del modelo se obtienen las curvas de aceleración angular ( $\ddot{\theta}$ ) vs % Ciclo de marcha para el NE, tanto para el movimiento de flexo-extensión como de aducción-abducción (Fig. 6 y 7).

Los resultados permitieron identificar que durante la marcha de este paciente se presenta una mayor dificultad para mover la pierna derecha, esto se puede observar con mayor claridad durante la fase de balanceo donde la aceleración angular que experimenta esta tiende a alejarse respecto a los valores de aceleración angular de la pierna contraria. Con esta información se define entonces que dicho paciente presenta una menor capacidad de movimientos voluntarios de los músculos flexo-extensores en la pierna derecha, infiriendo esto en un aumento de la espasticidad respecto a la pierna opuesta.



**Fig. 6.** Curvas de aceleración angular ( $\ddot{\theta}$ ) vs % ciclo de marcha para el movimiento de flexo-extensión de cadera del NE.



**Fig. 7.** Curvas de aceleración angular ( $\ddot{\theta}$ ) vs % ciclo de marcha para el movimiento de aducción-abducción de cadera del NE.

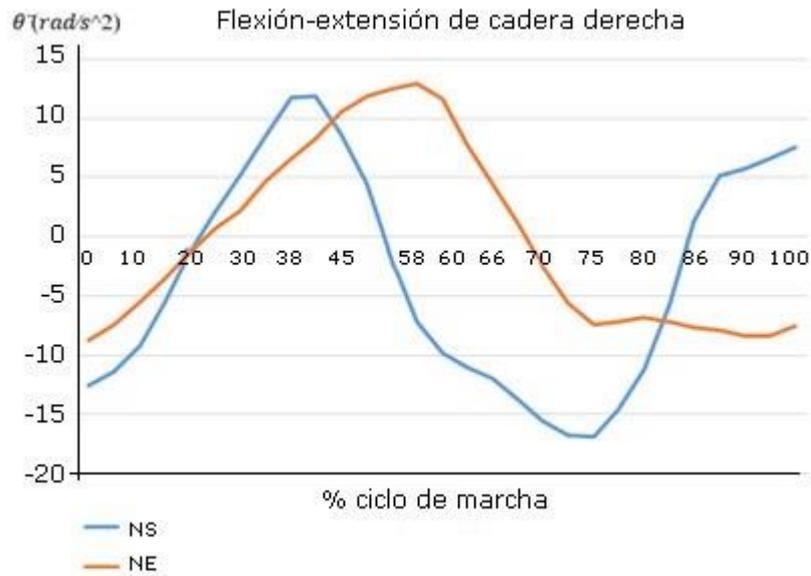
Por su parte el análisis en el plano frontal para los movimientos de aducción-abducción deja ver claramente la involuntariedad de estos músculos que durante la fase de apoyo producto a la rigidez muscular por el aumento espástico, experimentan un aumento de la aceleración angular para dicha pierna en aducción-abducción.

De modo conclusivo, el análisis de este paciente a partir de los gráficos obtenidos sugiere que se debe prestar especial atención a la pierna derecha ya que su aceleración angular se encuentra limitada y por ende limita su movilidad, entonces la estimulación muscular deberá asentarse y localizarse en pos de aumentar la movilidad para ambos pares de movimientos.

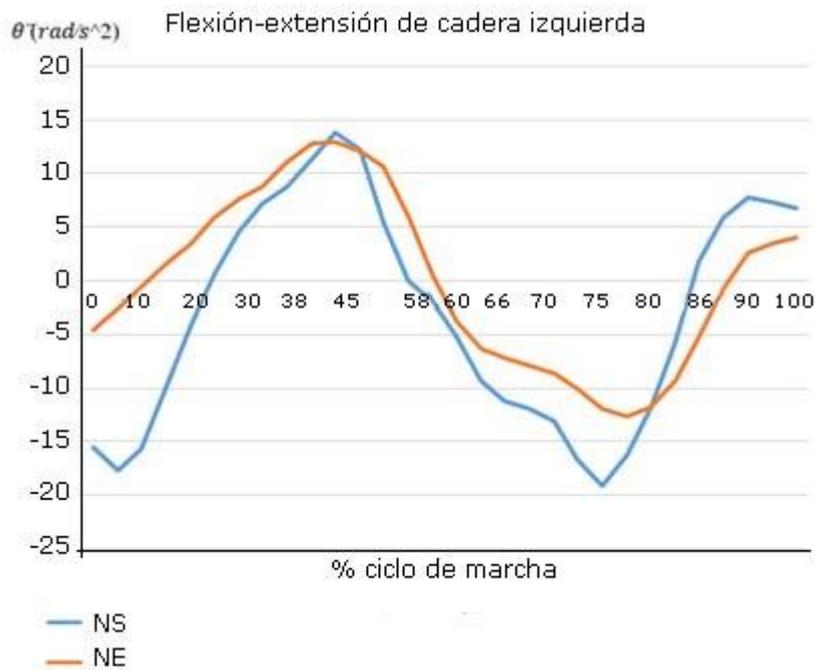
Se confirmó la veracidad de los resultados inferidos en la observación de los gráficos en el plano frontal y la variación significativa de aceleraciones angulares provocando una marcha en tijeras producto de la inestabilidad y espasticidad y la posterior revisión de la historia clínica de este paciente corroboró el resultado gráfico obtenido ya que este presenta claramente una espasticidad de grado 1 (de 0-4) para abductor de cadera derecha.

Con vistas a corregir el patrón de marcha del niño patológico se llevó a cabo el análisis de movimientos, superponiendo el patrón del NS (referencia para esta investigación) al patrón del NE.

Como muestran las figuras 8 y 9 claramente se observa un desplazamiento en la curva del NE para el movimiento de flexo-extensión para ambas piernas, esto indica que existe un retraso en la movilidad de este paciente con respecto al niño no patológico.



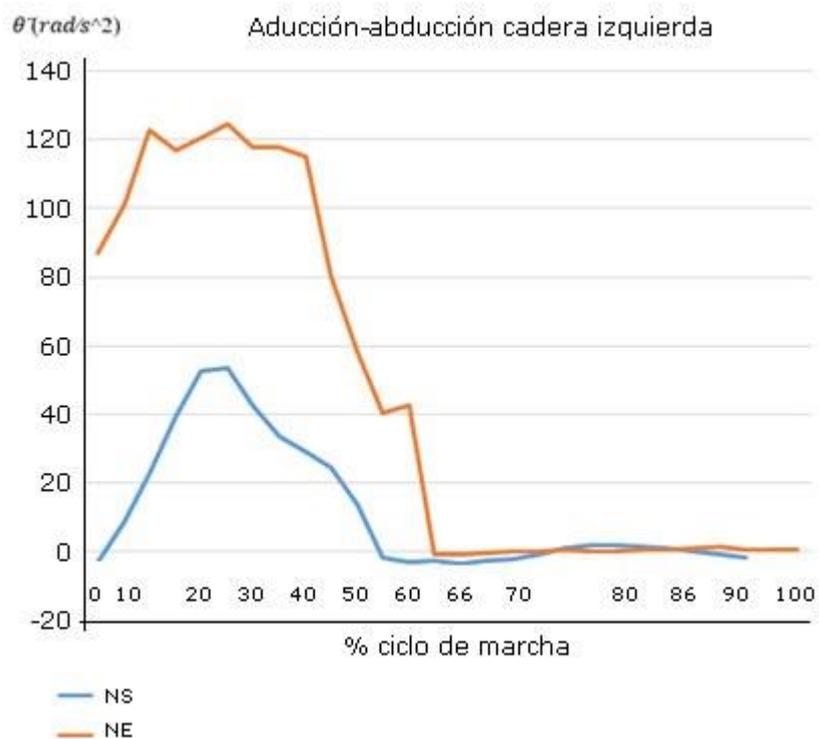
**Fig. 8.** Curvas comparativas de aceleración angular ( $\ddot{\theta}$ ) vs % ciclo de marcha para el movimiento de flexión-extensión de cadera derecha del NS y del NE.



**Fig. 9.** Curvas comparativas de aceleración angular ( $\ddot{\theta}$ ) vs % ciclo de marcha para el movimiento de flexión-extensión de cadera izquierda del NS y del NE.

Se representa en la pierna derecha, la de mayor espasticidad para el NE, los puntos máximos de su curva los cuales representan puntos de concavidad (Fig. 8) están desplazados con respecto al patrón (flechas azules) como antes se menciona, sin embargo, durante la fase de apoyo el NE experimenta una aceleración angular máxima entre 10-15 rad/s<sup>2</sup> muy similar a la del NE, pero durante la fase de balanceo se nota que este paciente no alcanza modularmente el valor máximo requerido (15-20 rad/s<sup>2</sup>), y posteriormente se mantiene con una aceleración angular poco variable dentro del rango de 5-10 rad/s<sup>2</sup> modularmente.

Cuando se analizan los movimientos de aducción-abducción en el plano frontal resultan las gráficas de las figuras 10 y 11 las respectivas gráficas para visualizar a detalle el comportamiento en la fase de balanceo para ambas piernas. Para estos casos igual se nota marcada diferencia o lejanía respecto a los parámetros normales, esto conduce entonces que es válido utilizar los métodos antes mencionados para corregir dicho patrón, pero atendiendo al grupo muscular que se necesita rehabilitar para que la curva desplazada se acomode al ciclo de marcha normal según indica la flecha roja (Fig. 10).



**Fig. 10.** Curvas comparativas de aceleración angular ( $\theta$ ) vs % ciclo de marcha para el movimiento de aducción-abducción de cadera izquierda del NS y del NE.



**Fig. 11.** Curvas comparativas de aceleración angular ( $\ddot{\theta}$ ) vs % ciclo de marcha para el movimiento de aducción-abducción de cadera derecha del NS y del NE.

Se corroboró la factibilidad de la implementación de un modelo matemático con bases en la dinámica de Euler-Lagrange en el movimiento de la articulación de la cadera, desarrollado en dos individuos, uno sano y uno patológico.

A partir de los resultados que arrojó la aplicación de dicho modelo para ambos individuos, se realizó una valoración objetiva de parámetros, contribuyendo a la toma de decisiones con vistas a la recuperación del patrón biomecánico del niño patológico.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Cisneros Perdomo V. Physiomed contribución al desarrollo tecnológico del Hospital "Julio Díaz". Convención de Salud; diciembre 2014.
2. Díaz J. Informe Anual del Sistema Nacional de Salud; 2016. p. 5.
3. Lasso Mera IL. Exoesqueleto para reeducación muscular en pacientes con iIMOC tipo diplejía espástica moderada. Departamento de Electrónica, Instrumentación y Control: Universidad del Cauca; 2010.

4. Padilla Liendo UR. Deducción de indicadores que permiten clasificar objetivamente la marcha hemipléjica espástica. *Interciencia*. 2014;39(2):91-100.
5. Hernández Barrios D. Biomecánica de la articulación de la cadera. Musculatura responsable de los movimientos y acciones asociadas. *Medicina de Rehabilitación Biomecánica*; 2015.
6. Gómez Martínez LE. Soporte de cadera y tórax para órtesis de miembro inferior. Universidad Autónoma de México; 2002.
7. Luengas LA. Modelo de la marcha bípeda humana usando modelica. *Lisenkov: Revista Visión Electrónica*. 2001;7(2):110-24.
8. Bravo Vidales AP. Modelo Euler-Lagrange de marcha humana: Simulaciones numéricas y experimentos. Instituto Potosino de Investigación Científica y Tecnológica, A.C; marzo 2016.
9. Martos Silván C. Diparesia Espástica: Síntomas, Causas y Tratamiento. *Lifeder*. 2018. Disponible en: <https://www.lifeder.com/diparesia-espastica/>
10. Contreras LE. Análisis biomecánico de marcha humana a través de técnicas de modelaje. *Entre Ciencia e Ingeniería*. 2012;6(12):29-35.
11. Contreras Bravo LE. Generación de modelos de caminata bípeda a través de diversas técnicas de modelamiento. *Red de Revistas Científicas de América Latina y el Caribe*; 2015.

### **Conflicto de intereses**

Los autores declaran que no hay conflicto de intereses.