

# Prescripción ortésica mediante simulación para marcha agazapada: estudio de caso

Ximena Rosas-Rosas<sup>1</sup>, Carlos J. Cortés-Rodríguez<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Maestría en Ingeniería Biomédica, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia.

<sup>2</sup>Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica, Universidad Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia.

---

**Resumen**— Los procedimientos de modelado y simulación en biomecánica reducen las posibilidades de error y favorecen la seguridad del paciente. El propósito de este estudio es implementar una simulación computacional a partir de un modelo musculoesquelético genérico para conocer los efectos cinemáticos y cinéticos de dos aditamentos ortésicos en un caso de marcha agazapada. **MÉTODOS:** Se capturó un patrón de marcha agazapada en un niño de 10 años de edad. Empleando estos datos, se adaptó un modelo musculoesquelético genérico en el software Opensim® sobre el cual se modelaron dos tipos de órtesis: OTPF (órtesis tobillo-pie fija) y ORP (órtesis de reacción a piso). **RESULTADOS:** Los dos tipos de órtesis pueden tener efectos favorables sobre la postura agazapada, pero la ORP generó mejores resultados cinemáticos y cinéticos en la extremidad izquierda, mientras la OTPF mostró ser más adecuada para la extremidad derecha. **DISCUSION:** Sobre un modelo musculoesquelético genérico es posible simular el efecto de órtesis tobillo-pie en marcha agazapada. La posibilidad de abordar una prescripción asimétrica es un hallazgo destacado en este trabajo y podría ser una contribución importante en la práctica clínica. Los resultados presentados no son generalizables a una población de pacientes; sin embargo nuestros hallazgos podrían aportar una aproximación metodológica para el desarrollo de investigaciones futuras.

**Palabras clave**— Modelado y Simulación en Biomecánica, Ortesis Tobillo-Pie, Marcha Agazapada

---

**Abstract**— The use of biomechanical improves medical prescription and patient wellbeing by reducing the possibility of iatrogenesis and posture compensation. The aim of this study is to implement a computational simulation from a generic musculoskeletal model in order to study the kinematic and kinetic effects of two orthotic devices on a patient suffering from crouch gait. **METHODS:** A 10 years-old boy pathological gait pattern was captured. From these data, we used Opensim® to adapt a generic musculoskeletal model of two types of orthoses: fixed ankle-foot orthosis (FAFO) and floor reaction ankle-foot orthosis (FRAFO) **RESULTS:** AFO and FRO were able to correct crouch gait, however FRO showed better results not only for kinematic parameters but also for the location of the floor reaction force. It was observed that the left lower limb worked better with the FRO simulation whereas the right limb achieved a good result with the FRO simulation. **DISCUSSION:** Taken together, these data demonstrate that a generic musculoskeletal model could be used to simulate the effects of ankle-foot orthoses in crouch gait. Asymmetric orthotics prescription is an important observation and could be a significant contribution to the clinical practice. Although our results are not generalizable to a population of patients, the findings in this study could provide a methodological approach for further research in this area.

**Keywords**— Biomechanical Modeling and Simulation, Ankle Foot Orthosis, Crouch Gait.

---

## I. INTRODUCCIÓN

Los niños afectados por parálisis cerebral frecuentemente caminan en flexión simultánea de cadera, rodilla y tobillo, lo que clínicamente se conoce como marcha agazapada [1]. Los efectos de esta condición se manifiestan con demanda energética elevada y trastornos articulares que afectan la función tibio-patelo-femoral [2].

En el escenario clínico se prescriben ayudas ortésicas para corregir el déficit funcional y mejorar el patrón de marcha. Para favorecer la estabilidad durante el apoyo y prevenir el colapso en flexión, dos tipos de órtesis son

comúnmente utilizados: las órtesis tobillo pie fijas (OTPF) y la órtesis de reacción a piso (ORP) [3]. La prescripción de este tipo de órtesis debe obedecer a un estudio clínico previo [4] para definir la configuración que mejor se ajuste a un patrón de marcha regular y asegure resultados funcionales en términos cinemáticos y cinéticos. Modelos computacionales se han desarrollado para estudiar las características biomecánicas del patrón agazapado [5,6] y predecir implicaciones técnicas y fisiológicas de la adaptación ortésica en casos específicos [7]. Por ejemplo, Ackerman et al [8] emplearon un modelo musculoesquelético para simular la acción ortésica adicionando rigidez rotacional en la articulación tibioastragalina. Encontraron modificaciones cinemáticas y reducción en los niveles de activación del cuádriceps

durante la fase de apoyo. Dao et al [9] evaluaron los efectos de una órtesis en un caso de síndrome postpolio, concluyendo que el aditamento reduce la amplitud de movimientos, incrementa el tiempo de apoyo y descende el valor de los torques en la rodilla. Sin embargo, no se conocen modelos que permitan estudiar efectos de las órtesis tobillo-pie en niños con marcha agazapada.

Conocer las implicaciones de un patrón de marcha ortopédico en parálisis cerebral utilizando herramientas de modelado y simulación, podría ayudar a identificar un diseño apropiado, reduciendo así la posibilidad de iatrogenia y compensación tanto dinámica como postural.

El propósito de este estudio es implementar una simulación computacional a partir de un modelo musculoesquelético genérico para conocer los efectos cinemáticos y cinéticos de dos aditamentos ortopédicos en un caso de marcha agazapada.

## II. MATERIALES Y MÉTODOS

### A. Participantes

El paciente es un niño de 10 años de edad, con diagnóstico de parálisis cerebral tipo diplejía espástica y marcha agazapada. Este patrón de marcha fue comparado con un caso de referencia tomado de un niño de la misma edad en buenas condiciones de salud. Antes de iniciar el estudio, se solicitó consentimiento informado y aprobación del comité de ética de la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia.

### B. Captura de Movimiento

Cada participante fue evaluado en el laboratorio de marcha BIOMED de la Universidad Manuela Beltrán sede Bogotá, que cuenta con tecnología BTS, seis de cámaras optoelectrónicas, de alta velocidad y software de análisis de movimiento. Posee pista de marcha con cuatro plataformas de fuerza incorporadas. Los dos participantes realizaron cinco ensayos de marcha mientras eran registrados con protocolo de marcadores Davis [10].

### C. Modelado de Marcha

En el software Opensim® [11], se seleccionó un modelo genérico de 12 cuerpos rígidos, 23 grados de libertad y 92 músculos. Estudios previos han empleado este modelo para examinar las características biomecánicas de la marcha patológica en niños con parálisis cerebral [5,12]. Los grados de libertad fueron distribuidos de la siguiente forma: la pelvis respecto al piso se modeló con tres rotaciones y tres traslaciones. El torso se unió a la pelvis mediante una articulación esférica formada por tres rotaciones (una para cada eje); de la misma forma se articuló cada fémur con la pelvis. Para la rodilla se utilizó una articulación con tres grados de libertad: una rotación, que representa la flexoextensión tibiofemoral y dos traslaciones que reflejan los desplazamientos tibiales respecto al fémur. La articulación del tobillo fue modelada como una articulación con un solo grado de libertad rotacional, simulando los movimientos de dorsi y plantiflexión. Para un ensayo de marcha, la antropometría de cada modelo fue ajustada a las características físicas de los niños estudiados, comparando las distancias entre los marcadores experimentales respecto a los marcadores virtuales. Los ángulos articulares se obtuvieron mediante un procedimiento de cinemática

inversa, que ubicó el modelo partiendo de la localización de los marcadores experimentales y los datos coordinados para un determinado instante de tiempo [11].

Teniendo en cuenta que durante el proceso de modelado y simulación se generan fuerzas compensatorias que no permiten satisfacer ecuaciones basadas en la Segunda Ley de Newton, fue necesario implementar el algoritmo de reducción residual, el cual incorpora las fuerzas reacción del piso e introduce fuerzas y momentos residuales para asegurar la coherencia del modelo. Para terminar el proceso de simulación, se calcularon las fuerzas específicas de cada modelo y las fuerzas agregadas a los modelos ortopédicos mediante el algoritmo de control muscular computacional, de donde obtuvimos los resultados cinemáticos y cinéticos finales (ver Fig.1).

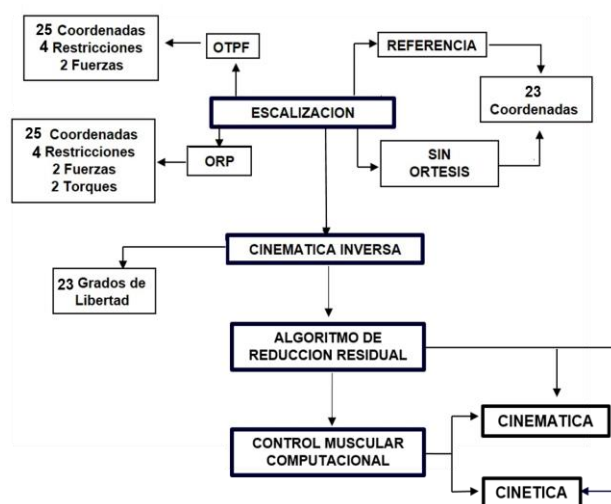


Fig. 1 Pasos metodológicos desarrollados en la etapa de modelado y simulación.

Los resultados obtenidos para la marcha del paciente y del caso de referencia, fueron confrontados con los datos del laboratorio y con ensayos clínicos previos. Esto permitió verificar la confiabilidad de los procedimientos. Posteriormente, obtuvimos dos copias idénticas del modelo del paciente y sobre cada una se implementaron los efectos requeridos para simular dos tipos de órtesis: Una OTPF y una ORP [13,14]. Los detalles relacionados con cada simulación, se describen en el apartado siguiente.

### D. Simulación de Ortesis

Ortesis tobillo-pie fija (OTPF): Se simuló tomando como referencia dos piezas ortopédicas contenidas en el software: una plantar y una tibial. Estas geometrías fueron modificadas a las formas requeridas y los parámetros de masa, centro de masa y momento de inercia fueron ajustados a las proporciones del modelo. Entre estas dos piezas se implementó una articulación con un grado de libertad definido como una rotación en el plano sagital, limitando el movimiento de 0 a 1° de dorsiflexión y agregando una fuerza de contacto entre los elementos de la órtesis. Mediante restricciones de soldadura se establecieron las relaciones entre cada componente ortopédico y la estructura esquelética correspondiente. La simulación para OTPF contó con 25 coordenadas, 4 restricciones y 2 fuerzas (ver Fig.1).

Ortesis de reacción a piso (ORP): Fue simulada de la misma forma que la OTPF, pero el ángulo se ajustó entre  $4^\circ$  y  $5^\circ$  de plantiflexión. La restricción suministrada por la órtesis sobre el extremo proximal de la tibia para impedir la flexión tibiofemoral, se simuló como un torque pasivo, añadiendo una fuerza en el momento en que la coordenada de cada rodilla se acercaba a un límite predeterminado del rango de movimiento. La simulación para ORP contó con 25 coordenadas, 4 restricciones, 2 fuerzas y 2 torques pasivos aplicados sobre la rodilla (ver Fig.1).

Los resultados finales para estos modelos simulados de OTPF Y ORP, fueron comparados con los resultados del paciente y con el caso de referencia.

### III. RESULTADOS

#### A. Tobillo

La cinemática del paciente mostró un incremento en la dorsiflexión del tobillo si se compara con el caso de referencia. Esta diferencia se presentó desde el contacto inicial hasta la fase de apoyo terminal, haciéndose evidente el compromiso asimétrico de predominio izquierdo.

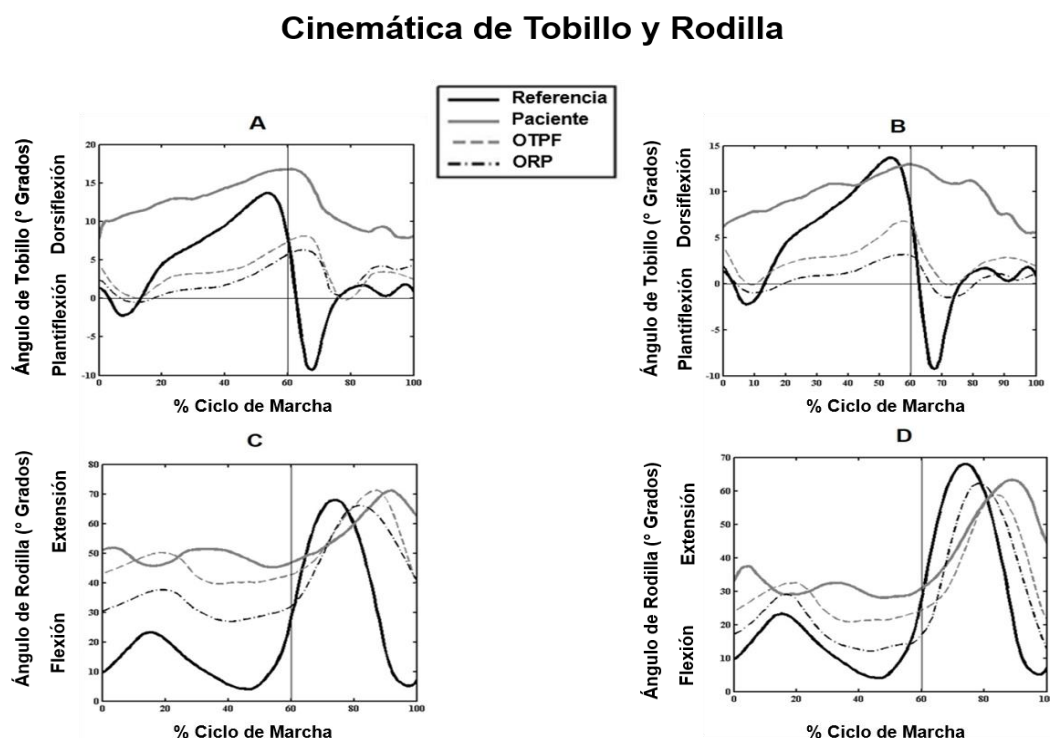
En las simulaciones para OTPF y ORP, el movimiento de la articulación tibiotarsiana se redujo respecto a la

movimiento hasta de  $5^\circ$  en sentido plantar, pero en esta simulación (ORP) solo se ejecutaron  $0,87^\circ$  izquierdo y  $1^\circ$  derecho en la fase de respuesta a la carga (ver Fig.2).

Al comparar la condición del paciente con las simulaciones de los dos tipos de órtesis, se encontró que para la OTPF simulada, no se registraron cambios en el comportamiento del momento plantiflexor derecho o izquierdo (ver Fig.3, Tabla I), salvo un incremento leve en la fase de apoyo medio y terminal; sin embargo, en la simulación de ORP, se hace evidente una disminución del momento plantiflexor para la respuesta a la carga y un incremento del mismo para el apoyo medio en las dos extremidades.

#### B. Rodilla

Respecto al caso de referencia, la marcha del paciente coincidió con las características típicas de un patrón agazapado no simétrico. Se observa incremento en la flexión de rodilla durante toda la fase de apoyo, de predominio izquierdo. La Fig.2 y Tabla II muestran los resultados cinemáticos obtenidos para la articulación de la rodilla. Partiendo del patrón de marcha del paciente, la flexión máxima de la rodilla en fase de apoyo disminuyó en las dos simulaciones (OTPF y ORP), pero esta reducción fue mayor para la ORP simulada, encontrando una



**Fig. 2.** Comportamiento cinemático durante un ciclo de marcha, comparando las cuatro condiciones estudiadas. A. Tobillo Izquierdo. B. Tobillo Derecho. C. Rodilla Izquierda. D. Rodilla Derecha.

condición del paciente. Los resultados para la ORP simulada indican que este tipo de órtesis limita la dorsiflexión en un grado mayor respecto a la OTPF simulada, lo cual representa una restricción mayor para el desplazamiento tibial en sentido anterior, sugiriendo así una ventaja de la ORP sobre la OTPF simulada (ver Fig.2). La incapacidad para llevar a cabo el movimiento de plantiflexión del tobillo, que se observó en la marcha del paciente, persistió aún en la marcha con ORP simulada, en la cual la articulación talocrural tenía una libertad de

diferencia de  $14,19^\circ$  izquierda y  $7,41^\circ$  derecha, mientras para la simulación de OTPF la misma diferencia solo alcanzó  $1,77^\circ$  y  $4,88^\circ$  izquierdo y derecho respectivamente. En la marcha del paciente el rango el rango total de movimiento de la rodilla no superó los  $36^\circ$ , sin embargo, las simulaciones de OTPF y ORP advierten mejoría en este parámetro, destacando la función ejercida por la ORP, cuyo incremento en el arco de movilidad sobrepasó los  $13^\circ$  bilateralmente, comparado con un incremento máximo de  $6,26^\circ$  para la OTPF.

**TABLA I**

VALORES DE MOVILIDAD Y MOMENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL TOBILLO

LOS ARCOS DE MOVIMIENTOS SE EXPRESAN EN GRADOS Y LOS MOMENTOS SE EXPRESAN EN N-m/Kg. SE COMPARA EL VALOR DE REFERENCIA CON LA CONDICIÓN SIN ÓRTESIS Y LAS SIMULACIONES DE OTPF Y ORP.

	Referencia	Paciente		OTPF		ORP	
		Izquierdo	Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo	Derecho
Rango de movimiento total	22,99	8,93	7,48	8,30	6,94	6,30	4,67
Dorsiflexión máxima en apoyo	13,69	16,78	13,00	8,01	6,80	7,73	3,18
Dorsiflexión al contacto inicial	1,38	7,77	6,25	4,202°	3,88	2,56	1,90
Momento de plantiflexión en fase de respuesta a la carga	0,38	0,52	0,47	0,62	0,58	0,33	0,28
Momento de plantiflexión máximo en fase de apoyo medio y terminal	1,16	0,63	0,57	0,70	0,67	0,91	0,82
Momento promedio en apoyo	0,51	0,40	0,39	0,46	0,49	0,39	0,41

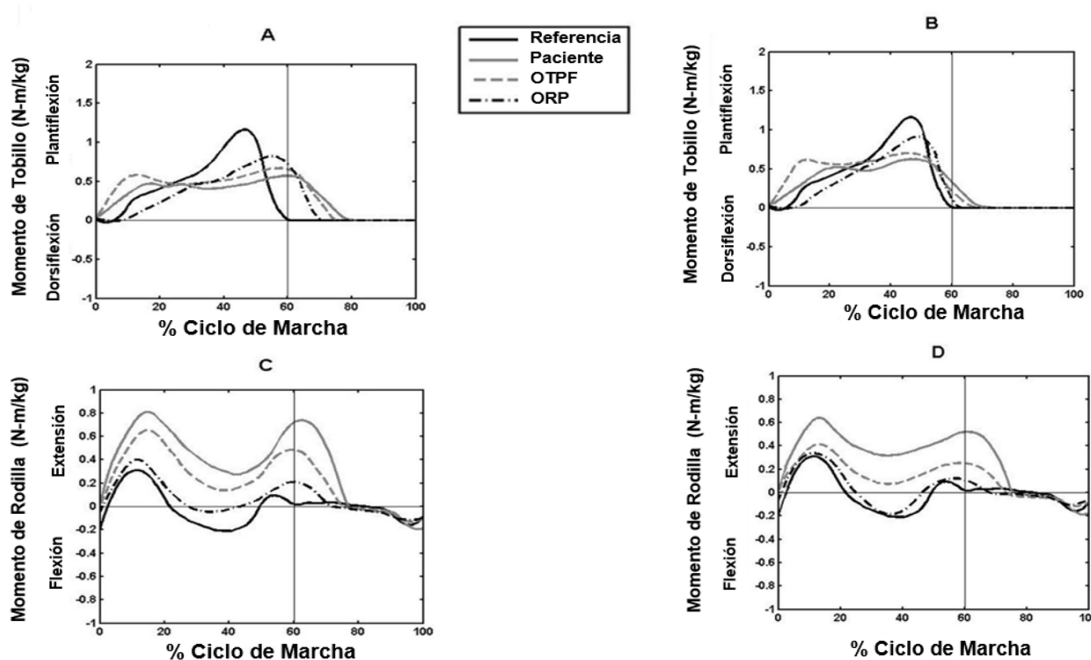
IV. DISCUSION

A. Tobillo

Tal como se observa en la Fig.3 y Tabla II, las simulaciones para OTPF y ORP, mostraron rectificaciones en la respuesta cinética de la articulación tibiofemoral, si se compara con la marcha del paciente. En la simulación para ORP, los resultados fueron más favorables que en la simulación para OTPF, encontrando que el momento extensor máximo durante las fases de apoyo medio y terminal experimentó un descenso de 0,53 N-m/Kg izquierdo y 0,40 N-m/Kg derecho y en el momento promedio, la diferencia fue de 0,37 N-m/Kg y 0,35 N-m/Kg izquierdo y derecho respectivamente.

Las simulaciones de OTPF y ORP muestran reducción en el arco de movilidad del tobillo respecto a la condición del paciente, menor dorsiflexión al contacto inicial y un pico de dorsiflexión más pequeño durante el apoyo, lo cual es soportado por ensayos clínicos que evalúan las condiciones de marcha con y sin órtesis [15,16]. La simulación de ORP mostró reducción del arco de movimiento en grado superior respecto a la OTPF, menor pico de dorsiflexión en apoyo y menor dorsiflexión en el contacto inicial, lo cual puede ser

**Momento de Tobillo y Rodilla**



**Fig. 3.** Comportamiento cinético durante un ciclo de marcha, comparando las cuatro condiciones estudiadas. A. Tobillo Izquierdo. B. Tobillo Derecho. C. Rodilla Izquierda. D. Rodilla Derecha.

TABLA II

## VALORES DE MOVILIDAD Y MOMENTOS DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

LOS ARCOS DE MOVIMIENTOS SE EXPRESAN EN GRADOS Y LOS MOMENTOS SE EXPRESAN EN N-m/Kg. SE COMPARA EL VALOR DE REFERENCIA CON LA CONDICIÓN SIN ÓRTEISIS Y LAS SIMULACIONES DE OTPF Y ORP

	Referencia	Paciente		OTPF		ORP	
		Izquierdo	Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo	Derecho
Rango de movimiento total	63,86	25,37	35,22	31,63	37,28	39,13	50,09
Flexión máxima en apoyo	23,20	51,79	37,40	50,02	32,52	37,60	30,00
Flexión al contacto inicial	9,56	51,00	33,09	43,50	23,73	30,29	17,09
Momento extensor máximo de rodilla en fase de respuesta a la carga	0,31	0,81	0,64	0,65	0,41	0,40	0,34
Momento extensor máximo de rodilla en fase de apoyo medio y terminal	0,09	0,74	0,52	0,49	0,25	0,21	0,12
Momento promedio en apoyo	0,03	0,49	0,41	0,33	0,20	0,12	0,06

causado por el grado rigidez que ofrece este tipo de configuración [17,18]. Para el caso de la OTPF, estudios con marcha agazapada y dorsiflexión exagerada durante el apoyo han mostrado resultados coincidentes y comparables con este trabajo [15,18].

Buckon y Lam [15,16] estudiaron las características de la marcha ortésica en niños con parálisis cerebral y encontraron modificación favorable en el ángulo de dorsiflexión al contacto inicial y una trayectoria diferenciada durante las tres fases que componen el apoyo. En este trabajo, las simulaciones revelaron que la restricción del movimiento tibial logra controlar el desplazamiento articular en respuesta al ajuste cinemático impuesto por las coordenadas y restricciones definidas en la etapa de modelado. En efecto, las órtesis OTPF ó ORP podrían suministrar ajuste a un tobillo debilitado en sentido plantar, controlando así el avance anterior de la tibia sobre el talo [13].

En la simulación de OTPF, el levantamiento del talón previo a la fase de oscilación no se presentó de manera anticipada respecto a la condición de referencia, como lo destacó un estudio clínico previo [19]. El motivo de esta diferencia podría ser la mayor duración de la fase de apoyo medio y las condiciones clínicas del paciente, puesto que en este caso se trataba de una marcha agazapada con dorsiflexión exagerada, mientras en los estudios mencionados, la posición del pie registraba la actitud contraria. Aunque la configuración de las dos órtesis lograba restringir claramente la flexión plantar a 5° en la tibioastragalina y específicamente para las fases de despegue y prebalanceo, ni el modelo para OTPF, ni el modelo para ORP alcanzaron a ejecutar más del 20% de este arco. Rogozinski et al [14] discutieron la misma condición al observar el comportamiento del tobillo en pacientes que usaban ORP y los resultados son cercanos a los observados en nuestras simulaciones.

La OTPF simulada no mostró modificaciones que favorecieran el momento plantiflexor respecto al paciente; excepto un aumento leve en la fase de apoyo medio y terminal, lo que podría corresponder a un equilibrio fisiológico en términos de distribución de la carga sobre el

antepie, tal como lo describen Thomson et al [13] en un ensayo clínico sobre marcha agazapada en niños con mielomeningocele. Pocos estudios han descrito el comportamiento del momento plantiflexor durante la marcha con ORP; sin embargo, su reducción durante la fase de respuesta a la carga e incremento en las fases de apoyo medio y terminal, si se compara con la marcha del paciente, es una observación que coincide con los resultados de Freeman et al [20], quienes estudiaron los efectos de una ORP en un paciente con marcha agazapada.

### B. Rodilla

Aunque en este estudio la pierna derecha obtuvo mayores beneficios para la simulación tanto de OTPF como de ORP respecto a la condición del paciente, se revelaron cambios en el comportamiento cinemático de las dos rodillas. La OTPF simulada impactó el grado de extensión bilateral, reduciendo la flexión en el momento del contacto inicial y posteriormente durante las fases de respuesta a la carga y apoyo medio. Una interpretación para este hallazgo podría centrarse en que la restricción ejercida por la órtesis (OTPF) sobre el desplazamiento anterior del componente tibial respecto a la mortaja tibioperoneo astragalina, disminuye la dorsiflexión excesiva y por lo tanto impone a la rodilla una demanda extensora que debe efectuarse mientras el miembro inferior avanza en fase de apoyo [14]. Thomson et al [13] evaluaron clínicamente personas con marcha agazapada después de adicionar órtesis tipo OTPF y reportaron mejoría en la extensión de rodilla durante el apoyo.

A pesar de esta coincidencia [13,15], la modificación del patrón cinemático de la rodilla y otras articulaciones proximales es controvertida. Abel et al [18] no reportaron efectos cinemáticos tibiofemorales en los casos estudiados, incluyendo aquellos cuyo patrón de marcha agazapada era evidente. La investigación de Radka et al [19] soporta este resultado. Esta diferencia de criterios podría deberse a factores como el nivel de espasticidad en los isquiotibiales y gastronemios, así como al grado de flexión de rodilla en el momento del contacto inicial y durante el apoyo medio.



Thomson et al [13] incluyeron pacientes con menores grados de flexión respecto a los casos de Abel et al [18].

La simulación para ORP indicó que el grado de extensión de rodilla durante el apoyo puede mejorar proporcionalmente con el uso de este tipo de órtesis, lo que también se soporta en trabajos anteriores [7,20,21].

Al comparar el momento extensor de rodilla obtenido en las dos simulaciones con el reportado para el paciente, se observan cambios favorables tanto en la OTPF como en la ORP simuladas; sin embargo la ORP generó mayores beneficios para el comportamiento cinemático de esta articulación. La OTPF simulada, aunque compromete de manera directa solo la articulación del tobillo, modifica la ubicación de las fuerzas de reacción del piso y tiene un efecto positivo sobre el momento extensor de la rodilla. Es posible que los valores más bajos del momento ocurran porque al restringir el avance tibial durante el apoyo, se requiere menor generación de fuerza para extender la rodilla [17]. En este trabajo, los efectos de una OTPF simulada sobre un patrón de marcha agazapado se manifiestan con reducción del momento de extensión de rodilla, lo que permitiría mejorar la capacidad para sostener el peso del cuerpo de una forma más equitativa y estable [13]. Rogozinski et al [14] señalaron la eficacia de las ORP en niños con parálisis cerebral, en relación con el comportamiento de los momentos extensores de rodilla.

#### V. CONCLUSION

En este trabajo se observó que mediante adaptación de un modelo musculoesquelético genérico es posible simular los efectos funcionales de dos tipos de órtesis tobillo-pie en marcha agazapada, obteniendo resultados comparables con ensayos clínicos previos que analizan pacientes en laboratorios de análisis de movimiento. El uso de este modelo podría contribuir al desempeño clínico para orientar la prescripción médica con mayor especificidad, destacando por ejemplo la posibilidad de abordar una adaptación ortésica asimétrica teniendo en cuenta las condiciones clínicas del paciente.

Por tratarse de un estudio de caso, los resultados presentados no son generalizables a una población de pacientes; sin embargo nuestros hallazgos podrían aportar una aproximación metodológica para el desarrollo de investigaciones futuras.

#### AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al Laboratorio BIOMED de la Universidad Manuela Beltrán (Bogotá) y a su colaborador, Ft. Rodrigo Argothy por su apoyo amable y oportuno para el desarrollo de este trabajo.

#### CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declaran que no existe conflicto de intereses.

#### REFERENCIAS

- [1] Sangeux M, Rodda J, Graham HK. Sagittal gait patterns in cerebral palsy: The plantarflexor-knee extension couple index. *Gait Posture*. 2015 Feb; 41(2): 586-91
- [2] Das SP, Pradhan S, Ganesh S, Sahu PK, Mohanty RN, Das SK. Supracondylar femoral extension osteotomy and patellar tendon advancement in the management of persistent crouch gait in cerebral palsy. *Indian J Orthop*. 2012 Mar; 46(2):221-8.
- [3] Ries AJ, Novacheck TF, Schwartz MH. The Efficacy of Ankle-Foot Orthoses on Improving the Gait of Children With Diplegic Cerebral Palsy: A Multiple Outcome Analysis. *PMR*. 2015 Sep; 7(9): 922-9.
- [4] Morris C, Bowers R, Ross K, Stevens P, Phillips D. Orthotic management of cerebral palsy: recommendations from a consensus conference. *NeuroRehabilitation*. 2011; 28(1): 37-46.
- [5] Steele KM, Van der Krogt MM, Schwartz MH, Delp SL. How much muscle strength is required to walk in a crouch gait? *J Biomech*. 2012 Oct 11; 45(15): 2564-9.
- [6] Balzer J, Schellendorfer S, Bauer C, van der Linden ML. Effects of simulated crouch gait on foot kinematics and kinetics in healthy children. *Gait Posture*. 2013 Sep; 38(4): 619-24
- [7] Crabtree CA, Higginson JS. Modeling neuromuscular effects of ankle foot orthoses (AFOs) in computer simulations of gait. *Gait Posture*. 2009 Jan; 29(1): 65-70.
- [8] Ackermann M, van den Bogert AJ. Predictive simulation of gait in rehabilitation. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*; 2010:5444-7
- [9] Dao t, Pouletaut P, Marin F, Aufaure P, Charleux F, Ho Ba Tho M. Simulation of the gait of a patient specific model of post-polio residual paralysis: Effect of the orthosis. *The Third International Conference on the Development of Biomedical Engineering in Vietnam IFMBE Proceedings Volume 27, 2010*, pp. 44-47.
- [10] Assi A, Ghanem I, Lavaste F, Skalli W. Gait analysis in children and uncertainty assessment for Davis protocol and Gillette Gait Index. *Gait Posture*. 2009 Jul; 30(1): 22-6.
- [11] Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, Guendelman E, Thelen DG. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2007 Nov; 54(11): 1940-50.
- [12] Steele KM, Demers MS, Schwartz MH, Delp SL. Compressive tibiofemoral force during crouch gait. *Gait Posture*. 2012 Apr; 35(4): 556-60.
- [13] Thomson JD, Ounpuu S, Davis RB, DeLuca PA. The effects of ankle-foot orthoses on the ankle and knee in persons with myelomeningocele: an evaluation using three-dimensional gait analysis. *J Pediatr Orthop*. 1999 Jan-Feb; 19(1): 27-33.
- [14] Rogozinski BM, Davids JR, Davis RB 3rd, Jameson GG, Blackhurst DW. The efficacy of the floor-reaction ankle-foot orthosis in children with cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Am*. 2009 Oct; 91(10):2440-7.
- [15] Buckon CE, Thomas SS, Jakobson-Huston S, Moor M, Sussman M, Aiona M. Comparison of three ankle-foot orthosis configurations for children with spastic diplegia. *Dev Med Child Neurol*. 2004 Sep; 46(9): 590-8.
- [16] Lam WK, Leong JC, Li YH, Hu Y, Lu WW. Biomechanical and electromyographic evaluation of ankle foot orthosis and dynamic ankle foot orthosis in spastic cerebral palsy. *Gait Posture*. 2005 Nov; 22(3): 189-97.
- [17] Balzer J, Schellendorfer S, Bauer C, van der Linden ML. Effects of simulated crouch gait on foot kinematics and kinetics in healthy children. *Gait Posture*. 2013 Sep; 38(4): 619-24.
- [18] Abel MF, Juhl GA, Vaughan CL, Damiano DL. Gait assessment of fixed ankle-foot orthoses in children with spastic diplegia. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998 Feb; 79(2): 126-33
- [19] Radtka SA, Skinner SR, Johanson ME. A comparison of gait with solid and hinged ankle-foot orthoses in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait Posture*. 2005 Apr; 21(3): 303-10.
- [20] Freeman D, Orendurff M, Moor M. Case Study: Improving Knee Extension with Floor-Reaction Ankle-Foot Orthoses in a Patient with Myelomeningocele and 20° Knee Flexion Contractures. *J Prosthet Orthot*. 1999; 11: 63-73.
- [21] Bahramzadeh M, Mousavi ME, Rassafiani M, Aminian G, Ebrahimi I, Karimlou M, Toole GO. The effect of floor reaction ankle foot orthosis on postural control in children with spastic cerebral palsy. *Prosthet Orthot Int*. 2012 Mar; 36(1): 71-6.