

Analisis cinemático mediante simulación para prescripción ortésica en marcha agazapada. Estudio de caso

RESUMEN

Simulaciones biomecánicas para conocer las implicaciones de las órtesis tobillo pie en niños con marcha agazapada podrían orientar la prescripción médica reduciendo costos y controlando la posibilidad de iatrogenia y compensación tanto dinámica como postural. El propósito de este estudio es realizar un análisis cinemático mediante simulación para guiar la prescripción de un aditamento ortésico en un paciente con marcha agazapada respecto a un patrón de referencia. **MÉTODOS:** En un laboratorio de análisis de movimiento se registró la marcha de un niño en buenas condiciones de salud y de un niño con marcha agazapada. Posteriormente se adaptó un modelo musculoesquelético genérico sobre el cual se modelaron las condiciones de simulación para dos tipos de órtesis: OTPF (órtesis tobillo-pie fija) y ORP (órtesis de reacción a piso) en el plano sagital y durante la fase de apoyo. **RESULTADOS:** Los dos tipos de órtesis pueden tener efectos favorables sobre la postura agazapada durante la marcha, pero la ORP genera mejores resultados en los arcos de movimiento articular, especialmente en la extremidad izquierda. **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 podría ser una alternativa que merece ser estudiada de acuerdo a las condiciones clínicas del paciente.

Palabras clave: Parálisis cerebral, marcha agazapada, ortesis, cinemática

INTRODUCCION

En niños con Parálisis Cerebral (PC) se prescriben habitualmente ayudas ortésicas para corregir el déficit funcional y mejorar el patrón de marcha [1]. Dos tipos de órtesis son comúnmente utilizados en estos casos: las órtesis tobillo pie fijas (OTPF), y la órtesis de reacción a piso (ORP). La prescripción de órtesis en PC debe obedecer a un estudio clínico previo [2] con el fin de anticipar las condiciones de configuración requeridas y alcanzar los resultados esperados. Modelos computacionales han sido desarrollados para predecir aspectos técnicos e implicaciones fisiológicas de la adaptación ortésica [3,4] sin poner en riesgo la integridad de los pacientes. El propósito de este estudio es realizar un análisis cinemático mediante simulación para guiar la prescripción de un aditamento ortésico en un paciente con marcha agazapada respecto a un patrón de referencia.

MATERIALES Y METODOS

PARTICIPANTES: El caso de estudio es un niño de 10 años de edad, con diagnóstico de parálisis cerebral tipo diplejía espástica y marcha agazapada. Para comparar las características de la marcha patológica respecto a una marcha regular, se tomó como referencia un hermano gemelo en buenas condiciones de salud. Antes de iniciar el estudio, se solicitó el respectivo consentimiento informado y aprobación del comité de ética de la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional de Colombia.

CAPTURA DE MOVIMIENTO: Cada participante fue evaluado en el laboratorio de marcha BIOMED, tecnología BTS, implementando el protocolo de

marcadores Davis. Los niños fueron instruidos para caminar sin zapatos en la pista de marcha y sobre las plataformas de fuerza incorporadas en el piso. Cada uno realizó cinco ensayos.

MODELADO: En el software OpenSim, se seleccionó un modelo genérico de 10 segmentos, 19 grados de libertad y 92 músculos [5,6]. La antropometría del modelo fue ajustada a las características físicas de los niños estudiados, comparando los datos de marcadores experimentales respecto a los marcadores reales. Para obtener los ángulos articulares, un procedimiento de cinemática inversa permitió ubicar el modelo en la posición que mejor se ajusta a los marcadores experimentales y a los datos de coordenadas para un determinado instante de tiempo. Con el propósito de minimizar los efectos de la modelización y procesamiento de datos de los marcadores, se implementó un algoritmo de reducción residual, que permitió obtener una cinemática más coherente desde el punto de vista dinámico (Figura 1).

SIMULACION DE ORTESIS: Se simuló dos tipos de ortesis: OTPF y ORP. La OTPF se simuló tomando como referencia un modelo existente en el software, que contiene dos piezas: una plantar y una tibial. Sobre cada pieza se ajustaron los parámetros de masa, centro de masa y momento de inercia según las características del modelo. Como medio de unión entre las piezas se implementó una articulación, asignando un movimiento de rotación en el eje z. Mediante restricciones de soldadura se establecieron las relaciones entre cada componente ortésico y la estructura esquelética correspondiente. La simulación para OTPF contó entonces con 21 coordenadas y 2 restricciones (Figura 1).



Figura 1. Pasos metodológicos que en la etapa de modelado y simulación. Inicia con la escalización del modelo, previamente configurado para las cuatro condiciones estudiadas. Termina con el algoritmo de reducción residual (RRA), de donde se obtuvo la cinemática definitiva

La ORP fue ajustada de la misma forma que la OTPF, pero el ángulo se bloqueó en 5° de plantiflexión. La restricción suministrada por la órtesis sobre el extremo proximal de la tibia fue simulada como un torque pasivo. Con este propósito se añadió una fuerza en el momento en que la coordenada de cada rodilla se acercaba a un límite predeterminado del rango de movimiento, tomando como referencia para el límite superior el ángulo de flexión que persistía durante la fase de apoyo medio. La simulación para ORP contó entonces con 21 coordenadas, 2 restricciones y 2 torques pasivos aplicados a la coordenada de la rodilla (Figura 1).

RESULTADOS

Para las simulaciones de órtesis tanto OTPF como ORP, el movimiento en la articulación tibiotarsiana se redujo respecto a la condición sin órtesis. Los resultados para la ORP indican una ventaja de esta órtesis sobre la OTPF, especialmente en la extremidad derecha, lo que podría tener relación con la condición clínica previa (Figuras 2 y 3). El déficit de plantiflexión observado durante la marcha sin órtesis persiste aún en la simulación de ORP, donde el pie tiene libertad de movimiento hasta 5° flexión plantar y de los cuales se ejecutan solo 0,87° izquierdo y 1° derecho en la fase de respuesta a la carga (Tabla 1).

	Referencia	Sin Ortesis		OTPF		ORP	
		Izquierdo	Derecho	Izquierdo	Derecho	Izquierdo	Derecho
Rango de movimiento total	22,99	8,03	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	4,20	3,88	2,56	1,90

Tabla 1 Indica los valores de movilidad del tobillo. Se especifica rango de movimiento total, grados de dorsiflexión máxima en apoyo y grados de dorsiflexión al contacto inicial. Se compara el valor de referencia con la condición sin órtesis y las simulaciones OTPF y ORP.

Las figuras 4 y 5 y la tabla 2 muestran los resultados cinemáticos obtenidos para la articulación de la rodilla. La marcha correspondiente al caso de estudio coincide con las características típicas de un patrón agazapado no simétrico. El cambio más significativo se adjudica a la simulación para ORP, donde la flexión de rodilla máxima en apoyo logró una reducción de 14,19° izquierda y 7,41° derecha. La simulación de OTPF permitió disminuir la flexión inicial entre 7,5° y 9,3°; mientras la simulación de ORP lo hizo entre 16° y 20,7°.

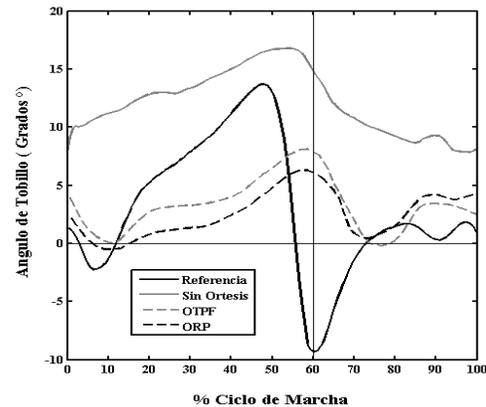


Figura 2 Muestra el comportamiento cinemático del tobillo izquierdo en el plano sagital durante un ciclo de marcha. Se comparan las condiciones estudiadas

Se advierte mejoría en el rango total de movimiento de la rodilla, destacando la función ejercida por la ORP, cuyo incremento en el arco de movilidad sobrepasó los 13° bilateralmente, comparado con un incremento máximo de 6,26° para la OTPF.

DISCUSION

El uso de órtesis disminuye favorablemente el tiempo de apoyo en las dos extremidades [7], distribuyendo la duración de las tres mecedoras en respuesta al soporte y estabilidad provistos desde el tobillo [8]. En todas las fases, la ORP asegura un control dorsiflexor más efectivo debido al soporte sobre la tuberosidad tibial anterior [9].

Aunque pocos estudios hacen explícita la duración de cada una de las fases que componen el apoyo y su relación con el uso de órtesis, los resultados observados en las simulaciones son consistentes con Lehmann y cols [8]. Ellos compararon la marcha con dos tipos de órtesis tobillo-pie en pacientes con disfunción de gastronemios y sóleo, encontrando un comportamiento muy similar cuando las órtesis son adaptadas. Otros estudios han mostrado que la marcha

con órtesis incrementa la longitud de paso en niños con marcha agazapada [10].

Es de anotar que la longitud de los isquiotibiales es un factor constante en la marcha agazapada; en estos términos, aunque la simulación muestre mayor duración de esta fase para la órtesis tobillo-pie fija, la posibilidad de realizar flexión una rodilla previa a tiempo contemplado en la simulación es alta, porque el examen clínico ha mostrado un acortamiento importante de este grupo muscular.

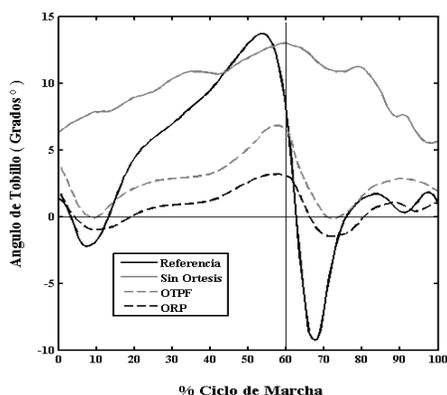


Figura 3. Muestra el comportamiento cinemático del tobillo derecho en el plano sagital durante un ciclo de marcha. Se comparan las condiciones estudiadas

Las simulaciones de OTPF y ORP muestran reducción en el arco de movilidad del tobillo respecto a la condición sin órtesis, menor dorsiflexión al contacto inicial y un pico de dorsiflexión más pequeño durante el apoyo, lo cual es soportado por ensayos clínicos que han estudiado condiciones de marcha con y sin órtesis [10,11]. 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 causado por la mayor rigidez que ofrece este tipo de configuración [10,11]. 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 [7].

	Referencia	Sin Ortesis		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

Tabla 2 Indica los valores de movilidad de la rodilla. Se especifica rango de movimiento total, flexión máxima en apoyo y flexión al contacto inicial. Se compara el valor de referencia con la condición sin órtesis y las simulaciones OTPF y ORP.

Las dos simulaciones muestran modificación favorable en el ángulo de dorsiflexión al contacto inicial y una trayectoria diferenciada durante las tres mecedoras. Similares hallazgos fueron obtenidos con anterioridad [12,13]. En efecto, las órtesis OTPF ó ORP podrían suministrar un ajuste importante a un tobillo debilitado en sentido plantar, evitando el movimiento tibial incontrolado [14].

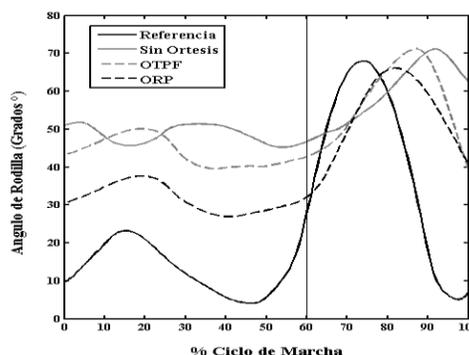


Figura 4. Muestra el comportamiento cinemático de la rodilla izquierda en el plano sagital durante un ciclo de marcha. Se comparan las condiciones estudiadas

La configuración de las dos órtesis restringe claramente la flexión plantar en la tibio astragalina y específicamente en las fases despegue y prebalanceo. Dado que la ORP fue simulada en 5° de plantiflexión, el arco permitido fue más alto, pero escasamente aprovechado por el paciente. Este aspecto coincide con Lam y cols [15], quienes discutieron la misma condición al observar el comportamiento del tobillo en pacientes que usaban ORP.

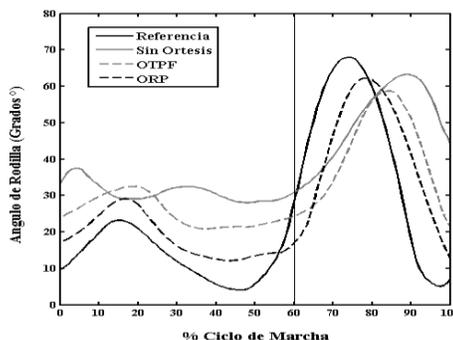


Figura 5. Muestra el comportamiento cinemático de la rodilla derecha en el plano sagital durante un ciclo de marcha. Se comparan las condiciones estudiadas

mayores beneficios para la simulación tanto de OTPF como de ORP, se revelaron cambios en el comportamiento de las dos rodillas. La OTPF 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. La interpretación más acertada 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, hallazgo reportado previamente [14].

A pesar de la relación encontrada con los estudios anteriores, la modificación del patrón cinemático de la rodilla y otras articulaciones proximales es controvertida en un importante número de ensayos clínicos que no han encontrado variaciones significativas a este respecto [7,16]. Esta diferencia de criterios podría deberse a factores como el grado de espasticidad en los isquiotibiales y gastronemios, así como al grado de flexión en el momento del contacto inicial y el apoyo medio. De hecho, investigaciones previas [17,18] han señalado que el grado de flexión de rodilla al contacto inicial e inicio del apoyo medio y un ángulo poplíteo que excede los 45°, constituye un factor predictor para determinar el éxito o el fracaso de la adaptación de una órtesis tipo OTPF.

Una limitación importante de este trabajo es que se realizó con un solo paciente. Para investigaciones futuras se recomienda tomar muestras mayores.

CONCLUSION

Mediante adaptación de un modelo musculoesquelético genérico se podría simular el efecto cinemático de dos tipos de órtesis tobillo-pie en marcha agazapada obteniendo resultados comparables con estudios previamente realizados con pacientes en laboratorios de análisis de movimiento. El uso de este modelo impactaría el desempeño clínico para orientar la prescripción médica personalizada. Esto permitiría reducir costos para las instituciones, evitar errores técnicos de configuración y minimizar riesgos de iatrogenia para los pacientes. Los dos tipos de órtesis pueden tener efectos favorables sobre la postura agazapada durante la marcha. Sin embargo, los resultados en los arcos de movimiento articular son mejores para la ORP, especialmente en la extremidad izquierda. Estos hallazgos sugieren la posibilidad de abordar una prescripción asimétrica previo estudio de las condiciones clínicas del paciente.

REFERENCIAS

- [1] Owen E. The importance of being earnest about shank and thigh kinematics especially when using ankle-foot orthoses. *Prosthet Orthot Int.* 2010 Sep;34(3):254-69. Review.
- [2] Menz HB. [Foot orthoses: how much customisation is necessary?](#) *J Foot Ankle Res.* 2009 Jul 9;2:23.
- [3] 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.
- [4] Ackermann M, van den Bogert AJ. [Predictive simulation of gait in rehabilitation.](#) *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2010;2010:5444-7.
- [5] 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.
- [6] Seth A, Sherman M, Reinbolt JA, Delp SL. for in silico investigations and exchange. *Procedia IUTAM.* 2011;2:212-232.
- [7] 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.
- [8] Lehmann JF, Condon SM, de Lateur BJ, Smith JC. Ankle-foot orthoses: effect on gait abnormalities in tibial nerve paralysis. *Arch Phys Med Rehabil.* 1985 Apr;66(4):212-8.
- [9] Harrington ED, Lin RS, Gage JR: Use of the anterior floor reaction orthosis in patients with cerebral palsy. *Orthotics and Prosthetics* 1984;37:34-42.
- [10] 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.
- [11] 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.
- [12] Buckton 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.
- [13] 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.
- [14] 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.
- [15] 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.
- [16] 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.
- [17] Crenshaw S, Herzog R, Castagno P, Richards J, Miller F, Michaloski G, Moran E. The efficacy of tone-reducing features in orthotics on the gait of children with spastic diplegic cerebral palsy. *J Pediatr Orthop.* 2000 Mar-Apr;20(2):210-6.
- [18] Butler PB, Farmer SE, Stewart C, Jones PW, Forward M. The effect of fixed ankle foot orthoses in children with cerebral palsy. *Disabil Rehabil Assist Technol.* 2007 Jan;2(1):51-8.