



ORIGINAL

Estudio sobre la amplitud del movimiento articular de la rodilla en el proceso de marcha de niños con parálisis cerebral espástica

R.A. Batistela, A.F.R. Kleiner, M.D.R. Sánchez-Arias y L.T.B. Gobbi*

Laboratório de Estudos da Postura e Locomoção, Departamento de Educação Física, UNESP-Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, São Paulo, Brasil

Recibido el 22 de julio de 2010; aceptado el 19 de abril de 2011

Disponible en Internet el 23 de junio de 2011

PALABRAS CLAVE

Parálisis cerebral espástica;
Amplitud del movimiento articular;
Rodilla;
Marcha

KEYWORDS

Spastic cerebral palsy;
Range of motion;
Knee;
Gait

Resumen

Introducción: Analizar la contribución de la amplitud de movimiento articular de la rodilla en el proceso de marcha de niños hemipléjicos y dipléjicos, considerando el hemicuerpo.

Material y métodos: Participaron 12 niños con edades entre 7 y 12 años ($9,5 \pm 1,93$), siendo 6 hemipléjicos y 6 dipléjicos. La espasticidad fue medida según la Escala Modificada de Ashworth y la amplitud del movimiento articular pasivo de la rodilla con un electrogoniómetro. La tarea consistió en recorrer una pasarela de 8 metros, a velocidad libre, en 6 intentos, de los cuales tres fueron en el plano sagital derecho y tres en el plano sagital izquierdo.

Resultados: La prueba U de Mann-Whitney mostró diferencias en el tipo de parálisis cerebral para la extensión/hiperextensión de la rodilla en el ángulo relativo de la rodilla en la aceptación de la carga y en la amplitud del movimiento articular de la rodilla en la marcha. La prueba T de Wilcoxon mostró diferencias de hemicuerpo para los hemipléjicos en el ángulo relativo de la rodilla en la aceptación de la carga.

Conclusión: Los niños con parálisis cerebral espástica utilizaron estrategias de compensación entre los hemicuerpos para desplazarse, que fueron diferentes según el tipo de parálisis. La articulación de la rodilla tiene una función importante en esas estrategias, en especial en la fase de aceptación de la carga y propulsión.

© 2010 Elsevier España, S.L. y SERMEF. Todos los derechos reservados.

Study on the range of movement in the joint of the knee in the walking process in children with spastic cerebral palsy

Abstract

Introduction: To analyze the contribution of knee range of motion in walking of hemiplegic and diplegic children, considering their asymmetries.

Material and method: Twelve children, 6 hemiplegics and 6 diplegics, from 7 to 12 years of age (9.5 ± 1.93) participated. Spasticity was assessed with the Ashworth's Modified Scale and the passive knee range of motion using an electrogoniometer. The task was to walk on an 8 m long

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: ltbgobbi@rc.unesp.br (L.T.B. Gobbi).

walkway, using their preferred speed. Six attempts were made, three of which were on the right and three on the left sagittal planes.

Results: The Mann-Whitney's U test found differences in the type of cerebral palsy for knee extension/hyperextension, for the relative angle of the knee at the load acceptance phase and for the knee range of motion during stride. The Wilcoxon's test revealed differences in hemibody for hemiplegics in the relative angle of the knee in acceptance of the load.

Conclusions: Children with spastic cerebral palsy use compensation strategies between the lower limbs during walking. These strategies differed according to the type of cerebral palsy. The knee joint has an important function in those strategies, especially in the load acceptance and propulsion phases.

© 2010 Elsevier España, S.L. and SERMEF. All rights reserved.

Introducción

La marcha de niños con parálisis cerebral (PC) espástica se caracteriza por un excesivo desplazamiento vertical del centro de masa resultante de las compensaciones estructurales y funcionales^{1,2} y, probablemente, requiere un aumento en la amplitud de la base de sustentación para garantizar la estabilidad. Las deformidades relacionadas en una de las articulaciones del miembro inferior influyen, funcionalmente, en las articulaciones adyacentes. En especial, la articulación de la rodilla influye en el movimiento del tobillo y de la cadera.

La rodilla, especialmente, participa en la aceptación de la carga y en la propulsión durante el ciclo de la marcha². Como las alteraciones más comunes en la rodilla, en individuos con PC espástica, tienen lugar en el plano sagital, es importante el análisis del proceso de movilidad articular de la rodilla durante el ciclo de la marcha para que se proyecten futuras intervenciones considerando dicho análisis. De la misma forma, este análisis no puede dejar de considerar el tipo de PC espástica, dipléjica y hemipléjica, ya que los factores de estabilidad y propulsión pueden estar asociados con la funcionalidad de la marcha.

Se ha aumentado la amplitud de movimiento articular de individuos con PC espástica por medio de procedimientos quirúrgicos³ o por el uso de la toxina botulínica A en diferentes niveles⁴. Ambos procedimientos mejoran de forma importante la marcha. Se han iniciado investigaciones para determinar las variables de marcha de individuos con PC espástica. En especial, las relacionadas con las articulaciones de la cadera y del tobillo^{5,6}. Pero, considerando la variabilidad en las alteraciones estructurales por la PC, se hace necesario investigar los tipos de PC espástica y comparar los hemicuerpos. Por eso, el objetivo de este estudio es analizar la contribución de la amplitud de movimiento articular de la rodilla en la marcha de individuos con PC espástica, considerando el tipo (hemipléjico y dipléjico) y el hemicuerpo (afectado y menos afectado).

Material y métodos

El presente estudio fue realizado en el Laboratorio de Estudios de la Postura y la Locomoción (LEPLO, de la UNESP-Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, São Paulo, Brasil) y fue aprobado por el comité de ética local (protocolo n° 2020/08).

Participantes

Se incluyeron 12 niños entre 7 y 12 años ($9,5 \pm 1,93$), de los cuales 6 eran hemipléjicos y 6 dipléjicos. Como criterio de inclusión, los niños presentaban PC espástica, dipléjica o hemipléjica, marcha independiente, ningún tipo de retraso mental (informado por los profesionales de los centros de rehabilitación y confirmado por los padres o cuidadores), y tenían entre 7 y 12 años.

Procedimientos experimentales

El grado de espasticidad de los miembros inferiores fue determinado mediante la evaluación del tono muscular a partir de la Escala Modificada de Ashworth⁷. Los pacientes permanecieron en posición de decúbito supino, sobre una camilla, donde un fisioterapeuta midió la variación del tono muscular colocando todo el cuerpo en una posición neutra y realizando movilizaciones pasivas en la rodilla, con la finalidad de percibir la resistencia sobre el movimiento realizado (flexión y extensión). Se utilizó la clasificación de la escala para determinar el miembro inferior más afectado y el menos afectado, en el caso de los participantes dipléjicos, y el miembro afectado y no afectado de los participantes hemipléjicos. Así, con los participantes en la misma posición, el fisioterapeuta midió la amplitud de movimiento articular pasivo de la rodilla (flexión y extensión); se consideró la posición neutra de 180°. La parte fija del electrogoniómetro fue situada en el epicóndilo lateral del fémur, en línea desde el epicóndilo lateral del trocánter mayor; y el brazo móvil del electrogoniómetro se colocó paralelo a la línea media del peroné en la dirección lateral del maléolo lateral. Esta posición seguida de la normalización de Palmer y Epler (2000)⁸. La flexión pasiva de la rodilla se define como el ángulo relativo entre los segmentos del muslo y la pierna, medido en grados. Se consideró el ángulo de extensión como el ángulo relativo entre el muslo y la pierna, medido en grados. De esta manera, el ángulo de extensión pasiva de la rodilla tiene que ser mayor de 180°.

Para el análisis de la marcha se utilizó una pasarela de madera (8 m x 1,40 m x 0,05 m) con una alfombra de caucho negro (8 m x 1,40 m x 0,003 m). Los niños tuvieron que caminar toda la pasarela a velocidad libre en seis intentos, tres de ellos en el plano sagital derecho y tres en el plano sagital izquierdo. Para el registro cinemático de la marcha y con el objetivo de describir la trayectoria de los miembros inferiores durante toda la realización de la tarea, se colocaron

Tabla 1 Caracterización de los participantes según el tipo de parálisis cerebral, la edad, el peso corporal, la estatura, el tono muscular en la articulación de la rodilla derecha y izquierda según la clasificación de la Escala de Ashworth y el miembro más afectado

Sujeto	Tipo PC	Edad (años)	Peso (Kg)	Altura (cm)	Escala Modificada de Ashworth				Miembro más afectado
					FRDe	ERDe	FRIz	ERIz	
1	D	12	36,00	145,50	1	1	1	0	de
2	H	7	20,50	119,30	0	0	1	1+	iz
3	D	8	20,50	116,50	1	1	1	1	iz
4	H	10	40,00	142,40	0	1	0	1	iz
5	H	7	19,00	107,50	1	1	0	1	de
6	H	11	45,60	157,50	0	1	0	1	iz
7	D	11	37,00	144,30	1	1+	1	1+	de
8	D	8	46,20	136,50	0	1	1	1+	iz
9	H	11	25,20	131,50	0	1	0	0	de
10	H	7	19,80	120,00	0	0	0	0	de
11	D	11	23,80	132,10	0	1+	1	1+	iz
12	D	11	44,00	152,00	1	1+	1	2	iz

D: dipléjico; de: derecha; ERDe: extensión rodilla derecha; ERIz: extensión rodilla izquierda; FRDe: flexión rodilla derecha; FRIz: flexión rodilla izquierda; H: hemipléjico; iz: izquierda; +: los niveles de la Escala Modificada de Ashworth.

16 marcadores pasivos (con aproximadamente 19 mm de diámetro y de base flexible), bilateralmente, en los siguientes puntos anatómicos: a) trocánter mayor del fémur; b) espina ilíaca anterosuperior; c) epicóndilo lateral; d) maléolo lateral; e) fase lateral y medial del calcáneo; f) fase lateral de la cabeza del quinto metatarsiano y fase medial de la cabeza del primer metatarsiano.

Para permitir la visualización de todos los marcadores durante un ciclo del paso, se colocaron dos cámaras digitales (PANASONIC, PV-GS300P-S) de forma ortogonal a la pasarela, en el plano sagital derecho del paciente. Las imágenes se registraron a 60 Hz y pasaron por procesos de fotogrametría (desentrelazamiento, medición y reconstrucción) realizados por el software Digital Video for Windows (Dvideow 6.3)⁹.

Posteriormente, las trayectorias de los marcadores fueron tratadas y analizadas por medio de rutinas en lenguaje Matlab (The Matworks Inc., 1998; versión 6.5). En cada intento, se seleccionó para el análisis un ciclo de paso (primer contacto del talón de la pierna ipsilateral hasta el segundo contacto del talón de la misma pierna) en el área central de la pasarela. Las variables espaciotemporales y angulares analizadas de la marcha fueron: longitud, duración, amplitud y velocidad del paso, y cadencia. Las variables relativas a la articulación de la rodilla fueron: amplitud de movimiento articular durante un paso, el ángulo en el momento del contacto inicial del pie con el suelo (fase de aceptación de la carga) y durante la retirada del pie del suelo (fase de propulsión)¹⁰. Los datos fueron analizados por el programa SPSS 10.0 para Windows. Inicialmente, se hizo un análisis descriptivo (media y desviación estándar) para las variables: amplitud de movimiento articular pasivo de la rodilla, amplitud articular de la rodilla durante un paso y ángulo de la rodilla en las fases de aceptación de la carga y propulsión. Como las variables dependientes no presentaron normalidad ni homogeneidad entre las variantes, reveladas en las pruebas de Shapiro-Wilk y Levene, respectivamente, fueron tratadas por medio de la estadística no paramétrica. La prueba U de Mann-Whitney

comparó las diferencias entre tipos de parálisis cerebral (dipléjica y hemipléjica). La prueba T de Wilcoxon comparó las diferencias entre los hemicuerpos: pierna más afectada y menos afectada (dipléjico) y pierna afectada y no afectada (hemipléjico), con un nivel de significación corregido por el número de comparaciones ($p < 0,008$). La prueba de Spearman correlacionó las variables angulares y descriptivas de la marcha (espaciales y temporales). El nivel de significación de $p \leq 0,05$ fue adoptado en todos los demás análisis.

Resultados

Las características de los participantes y los resultados respecto a la Escala de Ashworth aparecen en la [tabla 1](#), incluyendo la determinación del miembro más afectado.

Frente a la comparación entre las variables angulares y el tipo de PC ([tabla 2](#)), la prueba U de Mann-Whitney encontró diferencias en el tipo de PC para la extensión/hiperextensión de la rodilla ($U = -2,943$; $p \leq 0,003$), en el ángulo relativo de la rodilla en la fase de aceptación de la carga ($U = -5,992$; $p \leq 0,001$) y en la amplitud de movimiento articular de la rodilla en el paso ($U = -4,099$; $p \leq 0,001$). La prueba T de Wilcoxon encontró diferencias en el hemicuerpo (miembro afectado frente a miembro no afectado) para los hemipléjicos, en el ángulo relativo de la rodilla en la fase de aceptación de la carga ($T = -2,635$; $p \leq 0,008$).

La prueba de Spearman correlacionó los valores individuales de la amplitud de movimiento articular pasivo (flexión y extensión/hiperextensión de la rodilla), de los ángulos relativos de la rodilla en las fases de aceptación de la carga y propulsión, y de la amplitud del movimiento articular de la rodilla en el paso con las variables espaciales y temporales de la marcha de los dipléjicos, el miembro más afectado y el miembro menos afectado ([tabla 3](#)), y hemipléjicos, el miembro afectado y el miembro no afectado ([tabla 4](#)).

Tabla 2 Media y desviación estándar de las variables angulares por tipo de parálisis cerebral espástica (dipléjica y hemipléjica) y por hemicuerpo

Variables	Diplejia			Hemiplejia		
	M + A	M – A	General	MA	MNA	General
Flexión de la rodilla	27,51 ± 7,62	29,26 ± 7,57	28,44 ± 7,54	25,32 ± 1,49	23,43 ± 5,90	26,38 ± 4,37
Extensión/hiperextensión de la rodilla	184,31 ± -3,60	184,73 ± 2,78	184,53 ± 3,15 ^a	185,47 ± 2,39	187,70 ± 3,42	186,58 ± 3,12 ^a
Ángulo de la rodilla en la aceptación de la carga	147,51 ± 17,35	148,65 ± 14,81	148,08 ± 15,91 ^a	164,55 ± 6,28 ^b	170,78 ± 4,19 ^b	167,67 ± 6,14 ^a
Ángulo de la rodilla en la propulsión	141,99 ± 13,96	135,05 ± 8,04	138,52 ± 11,77	139,01 ± 7,77	138,72 ± 8,16	138,86 ± 7,85
Amplitud de movimiento de la rodilla en la marcha	41,70 ± 17,43	53 ± 14,62	47,35 ± 16,86 ^a	60,38 ± 10,15	69,37 ± 20,55	64,87 ± 16,61 ^a

M + A: miembro más afectado; M - A: miembro menos afectado; MA: miembro afectado; MNA: miembro no afectado.

^a Diferencia significativa entre tipo de parálisis cerebral espástica $p \leq 0,05$.

^b Diferencia significativa entre hemicuerpo $p \leq 0,008$.

Tabla 3 Correlaciones entre las variables angulares con las variables espaciales y temporales de la marcha en los participantes dipléjicos, miembro más afectado y miembro menos afectado

Variables	Miembro más afectado					Miembro menos afectado				
	LP	AP	CAD	DP	VP	LP	AP	CAD	DP	VP
Flexión de la rodilla	-0,342	0,342	0,391	-0,391	-0,034	0,367	-0,210	0,312	-0,312	0,517 ^a
Extensión/hiperextensión de la rodilla	-0,122	-0,511 ^a	0,613 ^b	-0,613 ^a	0,411	-0,097	-0,210	0,734 ^b	-0,734 ^b	0,373
Ángulo de la rodilla en la aceptación de la carga	0,653 ^b	0,183	-0,467 ^a	0,467 ^a	0,315	0,829 ^b	-0,189	-0,174	0,174	0,643 ^b
Ángulo de la rodilla en la propulsión	0,529 ^a	0,030	-0,454	0,454	0,209	0,257	-0,102	0,315	-0,315	0,432
Amplitud de movimiento de la rodilla en la marcha	0,319	0,265	-0,087	0,087	0,092	0,393	-0,294	0,096	-0,096	0,486 ^a

AP: ancho del paso; CAD: cadencia; DP: duración del paso; LP: longitud del paso; VP: velocidad del paso.

^a Resultados significativos para $p < 0,05$.

^b Resultados significativos para $p < 0,01$.

Tabla 4 Correlaciones entre las variables angulares con las variables espaciales y temporales de la marcha en los participantes hemipléjicos, miembro afectado y miembro no afectado

Variables	Miembro afectado					Miembro no afectado				
	LP	AP	CAD	DP	VP	LP	AP	CAD	DP	VP
Flexión de la rodilla	0,398	-0,335	0,641 ^b	-0,641 ^b	0,712 ^b	0,468 ^a	0,089	0,380	-0,380	0,665 ^b
Extensión/hiperextensión de la rodilla	-0,016	0,620 ^b	-0,717 ^b	0,717 ^b	-0,503 ^a	-0,135	-0,097	0,692 ^b	-0,692 ^b	0,492 ^a
Ángulo de la rodilla en la aceptación de la carga	0,038	-0,529 ^a	0,570 ^a	-0,570 ^a	0,290	0,199	-0,119	-0,157	0,157	-0,115
Ángulo de la rodilla en la propulsión	-0,214	-0,430	0,495 ^a	-0,495 ^a	0,222	-0,125	-0,156	0,589 ^b	-0,589 ^b	0,434
Amplitud de movimiento de la rodilla en la marcha	0,352	0,581 ^a	-0,250	0,250	0,009	-0,044	0,174	0,071	-0,071	-0,003

AP: ancho del paso; CAD: cadencia; DP: duración del paso; LP: longitud del paso; VP: velocidad del paso.

^a Resultados significativos para $p < 0,05$.^b Resultados significativos para $p < 0,01$.

Discusión

Niños con PC espástica utilizaron estrategias de compensación para desplazarse. Los individuos con PC espástica presentaron alteraciones en el patrón locomotor debido a compensaciones funcionales y estructurales, pues tienen un reclutamiento deficiente de las unidades motoras y una atrofia gradual de la musculatura en varios grupos musculares¹¹. Estas compensaciones pueden ser resultantes del síndrome de neurona motora superior¹², más específicamente, de la espasticidad¹, que se manifiesta en diferentes formas entre los tipos de PC espástica y entre los hemisferios.

En este estudio se encontraron los dos patrones cinemáticos de marcha más comunes en la PC espástica: la marcha agazapada (*crouch gait*) y la marcha hemipléjica (*stiff-knee gait*). Estos patrones están, directamente, relacionados con las respuestas espásticas en los grupos musculares del cuádriceps y de los isquiotibiales^{1,2}. La marcha agazapada, más observada en dipléjicos, se caracteriza por la flexión excesiva de la rodilla desde el contacto inicial hasta la mitad de la fase de soporte, cuando la rodilla, típicamente, alcanza su máxima extensión durante el ciclo de la marcha. La incapacidad para extender la rodilla por completo altera la sinergia entre la extensión de la rodilla y la flexión plantar del tobillo y, en consecuencia, aumenta el esfuerzo muscular para mantener la postura, afectando tanto la aceptación de la carga como la propulsión de esos individuos^{1,2}.

De forma diferente, en la marcha hemipléjica, los resultados mostraron que el comportamiento más observado se caracterizaba por una limitación en la excursión total de la rodilla durante el pico de flexión en la fase de balanceo. Por eso, se utiliza la elevación de la cadera y la producción de fuerza para la propulsión y progresión del miembro en la fase de balanceo². Además de la asimetría, son las implicaciones funcionales las que pueden alterar la estabilidad en la fase de soporte durante la marcha^{2,13}. Estos comportamientos generan un excesivo desplazamiento vertical del centro de masa², lo que puede adicionalmente interferir en el equilibrio dinámico.

Cuando se compararon los tipos de PC espástica, los resultados revelaron que los participantes dipléjicos tienen una menor amplitud de movimiento articular de la rodilla durante la marcha que los hemipléjicos, que alcanzan valores medios de amplitud articular próximos a los valores típicos. La disminución en la amplitud articular¹² y en la velocidad de la marcha y la menor habilidad en aumentarla en individuos con PC espástica, en relación a los individuos normales, se refleja directamente en la disminución de la longitud del paso y en el aumento de la cadencia¹. Los parámetros cinemáticos³ y la velocidad angular de la cadera, de la rodilla y del tobillo¹⁴ también son menores en estos individuos. Para los hemipléjicos, la mayor parte del peso corporal es transferida al miembro no afectado y, cuando el peso corporal se descarga al lado afectado, el paso es breve y incompleto, pues el individuo aumenta la velocidad para conseguir mantener el equilibrio¹³. De modo general, los resultados encontrados en las comparaciones concuerdan con los encontrados en la bibliografía^{1,12-14}. Sin embargo, según la clasificación de la Escala Modificada de Ashworth, la mayoría de los individuos del presente estudio tiene un tono normal y/o ligera hipertonía, lo que les garantiza valores próximos a los encontrados en niños con desarrollo normal.

Los resultados de las correlaciones confirmaron que individuos con PC espástica presentan desórdenes motores de naturaleza multifactorial que limitan la marcha¹⁵. A través de los datos revelados por la Escala Modificada de Ashworth, se observó que las limitaciones del tono fueron mínimas. Aun así, interfirieron en el patrón de marcha. Además, fueron reveladas y/o confirmadas las estrategias de compensación locomotora que permitieron la realización de la marcha con cierta eficiencia, resaltando que según el tipo de PC espástica se utilizaron estrategias diferentes. En la mayoría de los casos, se observaron adaptaciones locomotoras esenciales para la independencia funcional locomotora de esos individuos¹. Así, los resultados de este estudio permitieron concluir que niños con PC espástica utilizaron estrategias de compensación para desplazarse, siendo importante la articulación de la rodilla como parte de esas estrategias. En especial, en las fases de aceptación de la carga y propulsión.

Se confirmó que la comparación entre la amplitud de movimiento articular pasivo, en particular de la rodilla, con las variables espaciales y temporales de la marcha de individuos con PC espástica, es esencial para entender las estrategias de compensación de niños con PC espástica dipléjica y hemipléjica durante la ejecución de la marcha. El análisis de esas estrategias es importante en el desarrollo y/o perfeccionamiento de métodos de rehabilitación utilizados por profesionales del área de salud para la toma de decisiones ante posibles procedimientos de actuación¹⁶.

Responsabilidades éticas

Protección de personas y animales. Los autores declaran que los procedimientos seguidos se conformaron a las normas éticas del comité de experimentación humana responsable y de acuerdo con la Asociación Médica Mundial y la Declaración de Helsinki.

Confidencialidad de los datos. Los autores declaran que han seguido los protocolos de su centro de trabajo sobre la publicación de datos de pacientes y que todos los pacientes incluidos en el estudio han recibido información suficiente y han dado su consentimiento informado por escrito para participar en dicho estudio.

Derecho a la privacidad y consentimiento informado. Los autores han obtenido el consentimiento informado de los pacientes y/o sujetos referidos en el artículo. Este documento obra en poder del autor de correspondencia.

Financiación

Los autores agradecen a la Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP) por el apoyo financiero para adquirir los equipos; al Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tec-

nológico (CNPq) por el apoyo financiero, y por las becas de iniciación científica a la autora y de maestría para la segunda coautora; y a la Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) por la beca de maestría a la primera coautora.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

1. Damiano DL, Laws E, Carmines DV, Abel MF. Relationship of spasticity to knee angular velocity and motion during gait in cerebral palsy. *Gait Posture*. 2006;23:1–8.
2. Sutherland DH, Davids JR. Common gait abnormalities of knee in cerebral palsy. *Clin Orthop Relat Res*. 1993;288:139–47.
3. Hemo Y, Aiona MD, Pierce RA, Dorociak R, Sussman MD. Comparison of rectus femoris transposition with traditional transfer for treatment of stiff knee gait in patients with cerebral palsy. *J Child Orthop*. 2007;1:37–41.
4. Scholtes VA, Dallmeijer AJ, Knol DL, Speth LA, Maathuis CG, Jongerius PH, et al. Effect of multilevel botulinum toxin a and comprehensive rehabilitation on gait in cerebral palsy. *Pediatr Neurol*. 2007;36:30–9.
5. Barros PMM, Svartman C, Assumpção RMC. Luxação anterior do quadril na paralisia cerebral: relato de caso. *Rev Bras Ortop*. 2002;37:45–50.
6. Franco CB, Pires LC, Pontes LS, Souza EJ. Avaliação da amplitude articular do tornozelo em crianças com paralisia cerebral após a aplicação de toxina botulínica seguida de fisioterapia. *Rev Para Med*. 2006;20:43–9.
7. Bohannon RW, Smith MB. Interrater reliability of modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther*. 1987;67:206–7.
8. Palmer ML, Epler ME. *Fundamentos das técnicas de avaliação musculoesquelética*. 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. p. 327.
9. Figueroa PJ, Leite NJ, Barros RML. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. *Comput Methods Programs Biomed*. 2003;72:155–65.
10. Hamill J, Knutzen KM. *Bases biomecânicas do movimento humano*. São Paulo: Manole; 1999. p. 532.
11. Damiano DL, Dodd K, Taylor NF. Should we be testing and training muscle strength in cerebral palsy? *Dev Med Child Neurol*. 2002;44:68–72.
12. White DJ. Avaliação musculoesquelética. En: O'Sullivan SB, Schmitz TJ, editores. *Fisioterapia: Avaliação e Tratamento*. São Paulo: Manole; 2004. p. 101–30.
13. Styer-Acevedo J. Fisioterapia para crianças com paralisia cerebral. En: Tecklin JS, editor. *Fisioterapia Pediátrica*. Porto Alegre: Artmed; 2002. p. 98–140.
14. Granata KP, Abel MF, Damiano DL. Joint angular velocity in spastic gait and the influence of muscle-tendon lengthening. *J Bone Joint Surg*. 2000;81:888–94.
15. Chaler Vilaseca J, Garreta Figuera R, Müller B. Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación: estudio de la marcha. *Rehabilitación*. 2005;39:305–14.
16. León-Santos MR, Romero-Torres MD, Conejero-Casares JA. Eficacia de la terapia de movimiento inducido por restricción en niños con parálisis cerebral. *Rehabilitación*. 2008;42:199–204.