

## Evaluación de la marcha con bastones en pacientes con lesión medular incompleta

Á. GIL-AGUDO, E. PÉREZ-RIZO, A. DEL AMA-ESPINOSA, A.I. DE LA PEÑA-GONZÁLEZ, B. CRESPO-RUIZ Y A. SÁNCHEZ-RAMOS

Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas. Servicio de Rehabilitación. Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo. España.

---

**Resumen.**—*Objetivo.* Determinar las aportaciones que suponen el empleo de técnicas de análisis biomecánico a la hora de recomendar la marcha con uno o dos bastones en personas con lesión medular incompleta.

*Material y métodos.* Se efectuó el análisis cinemático de la marcha en 12 pacientes con lesión medular incompleta de más de un año de evolución y capacidad funcional para caminar con un bastón. Los pacientes caminaron a velocidad libre en un pasillo de 10 m con uno y con dos bastones. Se utilizó un equipo que permite realizar un análisis cinemático en 3 D basado en marcadores activos. Los parámetros analizados fueron los temporo-espaciales y los articulares (máximos, mínimos y rango articular a lo largo del ciclo).

*Resultados.* Caminando con dos bastones la duración del ciclo es mayor ( $p = 0,010$ ) y la frecuencia de ciclos/minuto es menor ( $p = 0,014$ ). Respecto a los parámetros articulares, en la marcha con dos bastones el pico de valor máximo ( $p = 0,036$ ) y el mínimo de basculación anterior pélvica ( $p = 0,038$ ), así como el recorrido articular de rotación pélvica ( $p = 0,006$ ) son mayores, y el valor mínimo de flexión de cadera es menor ( $p = 0,022$ ).

*Conclusión.* A pesar de la mayor seguridad ofrecida para los lesionados medulares que pueden caminar con un bastón, el hacerlo con dos puede constituir una marcha más costosa. Las técnicas de análisis biomecánico constituyen un elemento de soporte a la hora de recomendar una ayuda técnica para la marcha.

**Palabras clave:** *lesión medular, análisis de la marcha, cinemática, biomecánica, rehabilitación.*

---

*Correspondencia:*

Ángel Gil Agudo.  
Unidad de Biomecánica y Ayudas Técnicas.  
Hospital Nacional de Paraplégicos de Toledo.  
Finca la Peraleda s/n.  
45071 Toledo.  
Correo electrónico: amgila@sescam.jccm.es

Trabajo recibido el 3-3-08. Aceptado el 27-11-08.

### ASSESSMENT OF WALKING ON CRUTCHES IN PATIENTS WITH INCOMPLETE SPINAL CORD INJURY

**Summary.**—*Objective.* To determine the differences in gait kinematic parameters of people with incomplete spinal cord injury while walking with one or two crutches.

*Material and methods.* Twelve patients with incomplete spinal cord injury whose injury occurred at least one year ago with functional capacity for walking with one crutch were kinetically analyzed. The patients walked at free rate in a 10 m hallway with one or two crutches. A system was used that allowed for kinematic analysis in 3 D based on active markers. The parameters analyzed were time-space and joint values (maximum, minimum and range of movement during the cycle).

*Results.* When walking with two crutches, the stride time is greater ( $p = 0.021$ ) and the stride/minute is less ( $p = 0.014$ ). Regarding joint parameters of walking with two crutches, the maximum value peak ( $p = 0.036$ ) and the minimum of anterior pelvic tilt ( $p = 0.038$ ) and the joint range of the pelvic rotation ( $p = 0.006$ ) are greater and the minimum value of hip flexion is less ( $p = 0.022$ ).

*Conclusion.* In spite of the greater safety offered for the patients suffering spinal cord injuries, for those who can walk with one crutch, the use of 2 crutches can make walking more difficult. Biomechanical analysis techniques are a supportive element when recommending technical help for walking.

**Key words:** *spinal cord injury, gait analysis, kinematics, biomechanics, rehabilitation.*

---

### INTRODUCCIÓN

No todas las personas que sufren una lesión medular quedan relegadas al desplazamiento en una silla de ruedas. En aquellas lesiones incompletas en las que queda fuerza residual suficiente en los miembros infe-

riores, la deambulaci3n se convierte en un objetivo asumible<sup>1</sup>. De hecho, algunos autores se~alan que el 76% de los casos con paraplejía incompleta y el 46% de las tetraplejías incompletas pueden caminar en su entorno comunitario<sup>2</sup>, aunque la mayoría de ellos lo hacen con ortesis de miembro inferior o con alguna ayuda t3cnica (bast3n, andador)<sup>3</sup>.

Habitualmente se prescriben ortesis tipo AFO o incluso KAFO para compensar la debilidad de la musculatura del tobillo y de la rodilla<sup>4</sup>. Por otro lado, para compensar el d3ficit de fuerza en la musculatura del tronco y de la cadera, son necesarias ayudas t3cnicas como las muletas y el andador<sup>5</sup>.

Las ayudas t3cnicas como los bastones o los andadores se prescriben para mejorar el equilibrio, para descargar el peso de la mitad superior del cuerpo al no poder ser soportado por unas extremidades inferiores debilitadas, para aliviar el dolor producido por la carga sobre estructuras lesionadas o para reducir el componente de fatiga<sup>6,7</sup>. L3gicamente, en el caso de las personas con lesi3n medular, el motivo m3s habitual es el de descargar un peso que ha de ser soportado por unas extremidades superiores debilitadas.

El an3lisis de la marcha ha demostrado su utilidad en la evaluaci3n y tratamiento de pacientes con par3lisis cerebral<sup>8,9</sup>, accidente cerebrovascular<sup>10</sup>, esclerosis m3ltiple<sup>11</sup>, amputaci3n de miembros inferiores y mielomeningocoele<sup>12</sup>. Por otro lado, este tipo de estudios tambi3n ha demostrado resultar de gran inter3s para la correcta prescripci3n de ortesis en miembros inferiores, as3 como para establecer estrategias encaminadas a la reeducaci3n de la marcha, incluida la ayuda a la toma de decisiones de un determinado procedimiento o selecci3n de una t3cnica quir3rgica e incluso el seguimiento postquir3rgico<sup>13-16</sup>. Dentro del campo de la lesi3n medular, las aplicaciones de estos procedimientos son m3s novedosas. Recientemente se han publicado estudios de utilizaci3n del laboratorio de marcha, tanto en el campo de la investigaci3n b3sica<sup>17</sup> como en el campo cl3nico<sup>18</sup>.

Para sistematizar el an3lisis cinem3tico de la marcha se lleva a cabo una observaci3n individualizada de cada una de las articulaciones de los miembros inferiores en cada uno de los planos existentes. En el plano sagital los movimientos observables son la basculaci3n de la pelvis, la flexo-extensi3n de la cadera, la flexo-extensi3n de la rodilla y la flexi3n plantar/dorsal del tobillo. En el plano frontal los recorridos articulares a tener en cuenta son la oblicuidad p3lvica, la adducci3n/abducci3n de cadera, el varo/valgo de rodilla y la eversi3n/inversi3n del tobillo. Por 3ltimo, en el plano transversal los desplazamientos a analizar son la rotaci3n p3lvica, la rotaci3n de cadera, la rotaci3n tibial y la l3nea de progresi3n del pie<sup>19</sup>.

Con gran frecuencia se echan en falta herramientas y procedimientos espec3ficos que permitan efectuar una evaluaci3n objetiva de los cambios aportados por las ayudas t3cnicas en los par3metros de la marcha<sup>20</sup>, al igual que

se evalúan otros tratamientos como pueden ser los procedimientos quir3rgicos o las infiltraciones con toxina botulínica en el tríceps sural. En el caso de las ayudas t3cnicas, este proceso se basa, en la mayor parte de los casos, en la experiencia del cl3nico con la posible carga de subjetividad que se puede derivar<sup>21</sup>. En este estudio se presenta la utilizaci3n de las t3cnicas de an3lisis biomec3nico, para determinar las diferencias de los par3metros cinem3ticos en la marcha de pacientes con lesi3n medular incompleta al caminar con uno y con dos bastones.

## MATERIAL Y M3TODO

### Pacientes

Se llev3 a cabo el an3lisis cinem3tico de la marcha en 12 pacientes con lesi3n medular incompleta (10 hombres y dos mujeres). Todos ellos fueron reclutados de la consulta externa de nuestro hospital. Tenían una antigüedad de la lesi3n de al menos 12 meses, y una capacidad de caminar de forma independiente al menos 10 m con un bast3n<sup>22</sup>. Todos dieron su consentimiento informado antes de efectuar el procedimiento. La investigaci3n se ajust3 a los principios 3ticos de la experimentaci3n en humanos, recogidos en la Declaraci3n de Helsinki. La edad media de la muestra analizada fue de  $35,33 \pm 12,61$  a~os (con un rango entre 19 y 61), la altura media  $1,70 \pm 0,08$  m (rango entre 1,50 m y 1,82 m) y el peso medio  $73,75 \pm 16,11$  kg (rango entre 51 kg y 110 kg). El resto de par3metros cl3nicos se recogen en la tabla 1<sup>23</sup>. Para completar la caracterizaci3n de los pacientes recurrimos a las m3s conocidas escalas de valoraci3n funcional (tabla 2). De acuerdo a la escala WISCI II<sup>24</sup> de valoraci3n de la marcha espec3fica para pacientes con lesi3n medular, todos los sujetos tenían un nivel 19, es decir, podían caminar con un bast3n, sin ortesis y sin ayuda de otra persona. Por tanto, la muestra result3 muy uniforme al no precisar en ning3n caso de la adaptaci3n de una ortesis en el miembro inferior. En todos los casos se objetiv3 que la musculatura flexora y extensora de la cadera pod3a vencer la gravedad. En ning3n caso se registr3 ninguna contractura articular. La pauta con la que caminaron los pacientes fue un patr3n en 3 puntos (marcha con un bast3n) o en 4 puntos (marcha con dos bastones).

### Material

Todos los pacientes caminaron con uno o dos bastones ajustables en altura, muy similares a los que utilizan habitualmente. Para la obtenci3n de los datos cinem3ticos se emple3 un sistema de an3lisis de movimiento tridimensional (CODA System.6. Charnwood Dynamics Limited. Unit 2, Victoria Mills, Fowke Street, Ro-

**TABLA 1.** Datos demográficos de los pacientes

Paciente n.º	Sexo	Edad (años)	Peso (kg)	Altura (m)	Nivel de lesión	ASIA	Etiología
1	H	48	76	1,7	T12	D	Inflamatoria
2	H	43	71	1,72	C7	D	Traumática
3	H	44	70	1,7	C5	D	Traumática
4	M	29	60	1,65	C7	D	Traumática
5	H	35	75	1,76	C6	D	Traumática
6	H	20	66	1,7	C4	D	Traumática
7	H	23	80	1,82	C7	D	Traumática
8	H	41	83	1,7	L1	C	Traumática
9	H	27	89	1,75	C6	D	Traumática
10	H	34	110	1,77	T12	D	Vascular
11	H	19	51	1,68	C7	D	Traumática
12	M	61	54	1,5	T7	D	Inflamatoria

ASIA: American Spinal Injury Association.

thley. Leicestershire, LE7, 7P]. United Kingdom [<http://www.Codamotion.com>]) con dos unidades de escáner. Cada unidad contiene tres cámaras que detectan pulsos de luz infrarroja, emitidos por unos marcadores situados previamente en determinados puntos anatómicos del paciente. El registro se obtiene simultáneamente en ambos lados. La frecuencia de adquisición de datos es de 200 Hz. De acuerdo con el protocolo del fabricante se emplearon 22 marcadores que se corresponden con la siguiente denominación en cada lado: sacro, espina ilíaca postero-superior, espina ilíaca antero-superior, femoral anterior, femoral posterior, rodilla, anterior de la tibia, posterior de la tibia, tobillo, talón y cabeza quinto metacarpiano. Los marcadores de la pelvis se situaron sobre una pieza de plástico, así como los de fémur y tibia para permitir captar los movimientos de rotación según el concepto de sólido rígido.

### Recogida de datos

Antes de efectuar el análisis cinemático se llevaba a cabo una exploración física completa, prestando especial atención a la exploración neurológica, al balance muscular y a los recorridos articulares. A continuación se obtenía la información sobre las escalas de valoración funcional, FIM, Barthel, Timed Up and Go Test (TUG) y el test de los 10 metros (10MWT), con el objetivo de caracterizar más ampliamente la muestra<sup>25,26</sup>.

Se ajustaba la altura de los bastones de tal modo que la empuñadura quedara al nivel de la muñeca del paciente en situación de bipedestación, con los brazos paralelos al tronco y situados a ambos lados con los codos flexionados 15°<sup>27,28</sup>. Se procedía a realizar la instrumentación con los 22 marcadores citados. Previa-

**TABLA 2.** Datos funcionales de los pacientes

Paciente n.º	WISCI II	FIM	Barthel	TUG	10MWT
1	19	122	90	20	15
2	19	125	95	15	12
3	19	123	95	18	21
4	19	122	85	27	28
5	19	126	90	27	17
6	19	124	85	10	8
7	19	124	100	18	16
8	19	124	90	14	12
9	19	125	100	12	10
10	19	122	90	13	11
11	19	120	80	18	17
12	19	126	100	12	11

TUG: Timed Up and Go; 10MWT: test de los 10 metros.

mente a los registros se permitía que el paciente se familiarizase con la nueva situación caminando unos tres minutos. A continuación se le pedía que caminase a velocidad confortable, escogida libremente, a lo largo del pasillo de marcha, mientras se efectuaba el registro de los datos cinemáticos de la marcha. Se plantearon dos situaciones distintas: caminar con uno y con dos bastones. Se recogieron 5 ensayos de cada situación para disminuir la variabilidad intrasujeto. Entre cada ensayo se estableció un tiempo de un minuto para descansar. A la hora de analizar los registros se seleccionó uno de los ciclos en cada ensayo, en el que la velocidad resultó constante, para evitar el efecto de la aceleración y el

**TABLA 3.** Parámetros temporales para la marcha con uno y con dos bastones

	<i>Marcha con un bastón</i>		<i>Marcha con dos bastones</i>		<i>Estadístico</i>	<i>p</i>
	<i>Medida de centralización</i>	<i>Medida de dispersión</i>	<i>Medida de centralización</i>	<i>Medida de dispersión</i>		
Velocidad	0,2 (1)	0,2 (2)	0,2 (1)	0,3 (2)	-1,445 (5)	0,153
Longitud de ciclo	0,4 (3)	0,1 (4)	0,5 (3)	0,1 (4)	-1,387 (6)	0,179
Duración de ciclo	1,1 (1)	0,4 (2)	1,1 (1)	0,7 (2)	-2,281 (5)	0,021
Ciclos/minuto	20,1 (3)	6,3 (4)	19 (3)	7 (4)	2,653 (6)	0,014
Longitud de paso	0,2 (3)	0,1 (4)	0,2 (3)	0,1 (4)	-0,990 (6)	0,332
Duración de paso	0,5 (1)	0,2 (2)	0,5 (1)	0,3 (2)	-1,932 (5)	0,054
Cadencia (pasos/minuto)	40,8 (3)	13,1 (4)	38,9 (3)	14,2 (4)	1,903 (6)	0,070
Duración fase apoyo unipodal	0,3 (1)	0,1 (2)	0,3 (1)	0,1 (2)	-1,439 (5)	0,156
Duración fase doble apoyo	0,2 (1)	0,2 (2)	0,2 (1)	0,2 (2)	-1,308 (5)	0,200

Todos los parámetros están promediados en relación con la altura del sujeto; (1): valor de la mediana; (2): amplitud intercuartil; (3) media aritmética; (4): desviación típica; (5): valor del estadístico Z (test no paramétrico de Wilcoxon); (6): valor de la "t" de Student.

**TABLA 4.** Promedio de los rangos articulares pélvicos y de la cadera (°) para la marcha con uno y dos bastones

	<i>Marcha con un bastón</i>		<i>Marcha con dos bastones</i>		<i>Estadístico</i>	<i>p</i>
	<i>Medida de centralización</i>	<i>Medida de dispersión</i>	<i>Medida de centralización</i>	<i>Medida de dispersión</i>		
Basculación pélvica	7,5 (1)	3,7 (2)	6,5 (1)	7,4 (2)	-0,954 (5)	0,353
Oblicuidad pélvica	5,8 (3)	2,8 (4)	6 (3)	2,5 (4)	-0,284 (6)	0,779
Rotación pélvica	13 (1)	8,5 (2)	16,5 (1)	9,5 (2)	-2,654 (5)	0,006
Flexo-extensión de cadera	34,5 (3)	8,9 (4)	35,7 (3)	8,8 (4)	-1,252 (6)	0,223
Adducción/abducción de cadera	10,3 (3)	4,2 (4)	10,5 (3)	3,3 (4)	-0,333 (6)	0,742

(1): valor de la mediana; (2): amplitud intercuartil; (3) media aritmética; (4): desviación típica; (5): valor del estadístico Z (test no paramétrico de Wilcoxon); (6): Valor de "t" de Student.

frenado. Posteriormente se efectuó la media de los datos de esos 5 ciclos para obtener uno suficientemente representativo de cada situación. Para poder comparar los acontecimientos de los diferentes ciclos, todos ellos fueron normalizados respecto al tiempo en porcentajes, de tal modo que en relación con el momento en que suceden los datos se refieren a un porcentaje determinado del ciclo de marcha (0-100% del ciclo de marcha). Para compensar las variaciones de la altura entre los distintos pacientes los parámetros temporales se dividieron entre la altura de cada paciente, y así obtuvimos unos valores por metro de altura.

### Análisis estadístico

Para el análisis estadístico empleamos el programa SPSS (SPSS Inc, 233 SWacker Dr, 11th, Chicago, IL 60606) versión 12.0. Se trataba de comparar dos muestras relacionadas. El test de Shapiro-Wilk determinó que una se-

rie de variables siguieron una distribución normal, mientras que otro grupo no lo hizo (tablas 3, 4 y 5). Para aquellas variables que se ajustaron a la distribución normal, los parámetros descriptivos fueron la media y su desviación estándar. En estos casos para establecer la significación estadística se empleó la "t" de Student. Por otro lado, para las variables que no siguieron una distribución normal, los parámetros descriptivos fueron la mediana y el rango intercuartil, mientras que la significación estadística se llevó a cabo en función del test no paramétrico de Wilcoxon. En ambos casos el nivel de significación estadística se adjudicaba cuando  $p < 0,05$ .

## RESULTADOS

### Parámetros temporo-espaciales

Las principales diferencias a la hora de caminar con uno y con dos bastones se han encontrado en la dura-

**TABLA 5.** Promedio de los valores máximos y mínimos (°) de la pelvis y de la cadera en la marcha con uno y con dos bastones

	<i>Marcha con un bastón</i>		<i>Marcha con dos bastones</i>		<i>Estadístico</i>	<i>p</i>
	<i>Medida de centralización</i>	<i>Medida de dispersión</i>	<i>Medida de centralización</i>	<i>Medida de dispersión</i>		
Máximo de basculación anterior de la pelvis	17,33 (1)	14,9 (2)	19 (1)	14,18 (2)	-2,088 (5)	0,036
Mínimo de basculación anterior de la pelvis	7 (1)	11,5 (2)	8 (1)	12,2 (2)	-2,076 (5)	0,038
Máximo de oblicuidad superior pélvica	2,4 (3)	5,7 (4)	3,1 (3)	3,4 (4)	-1,021 (6)	0,318
Máximo de oblicuidad inferior pélvica	-1,6 (3)	6,1 (4)	-1,6 (3)	4,5 (4)	0,023 (6)	0,981
Máxima rotación interna pélvica	7,5 (3)	6,7 (4)	7,1 (3)	10,4 (4)	0,209 (6)	0,837
Máxima rotación externa pélvica	-5,7 (3)	7,5 (4)	-4,9 (3)	10,6 (4)	-0,279 (6)	0,784
Máximo de flexión de cadera	36,8 (3)	7,4 (4)	36 (3)	7,3 (4)	1,352 (6)	0,190
Mínimo de flexión de cadera	2,3 (3)	10,6 (4)	0,1 (3)	10,2 (4)	2,451 (6)	0,022
Máximo de adducción de cadera	3,7 (3)	3,5 (4)	4 (3)	4 (4)	-0,578 (6)	0,569
Mínimo de adducción de cadera	-4 (1)	10,4 (2)	-4,7 (1)	5,7 (2)	-0,175 (5)	0,869

(1): valor de la mediana; (2): amplitud intercuartil; (3) media aritmética; (4) desviación típica; (5): valor del estadístico Z (test no paramétrico de Wilcoxon); (6): valor de "t" de Student.

ción del ciclo y en la frecuencia de ciclos/minuto. La duración es mayor caminando con dos bastones ( $Z = -2,525$ ;  $p = 0,010$ ), mientras que con el valor de los ciclos/minuto ocurre al contrario, es mayor caminando con un bastón ( $t = 2,653$ ;  $p = 0,014$ ) (tabla 3).

### Parámetros articulares

Por su relevancia destacan los valores de la pelvis y de la cadera. La descripción de todos los valores de movilidad de la pelvis se recogen en las tablas 4 y 5. Aunque no se han encontrado diferencias significativas entre el valor del rango articular de la basculación pélvica, sí se han encontrado entre los picos de valor máximo y mínimo. Caminando con dos bastones, tanto el pico del valor máximo de basculación anterior ( $Z = -2,088$ ;  $p = 0,036$ ) como el pico del valor mínimo ( $Z = -2,076$ ;  $p = 0,038$ ) son mayores. En el caso de la marcha con dos bastones el valor del recorrido articular de la rotación pélvica es mayor ( $Z = -2,648$ ;  $p = 0,006$ ), aunque no se encontraron diferencias significativas entre los valores máximo y mínimo. En relación con los parámetros de la cadera, el valor mínimo de flexión resultó ser significativamente menor en la marcha con dos bastones ( $t = 2,451$ ;  $p = 0,022$ ). En este último caso se llega prácticamente a la posición neutra de  $0^\circ$  de flexión (media  $0,1 \pm 10,2$ ) en el momento final de la fase de apoyo, inmediatamente antes de iniciar la fase de oscilación. El desplazamiento desde la flexión

máxima hacia la extensión de cadera se produce a lo largo de toda la fase de apoyo. No se encontraron diferencias en los parámetros articulares analizados de la rodilla y tobillo entre ambas condiciones de marcha.

### DISCUSIÓN

La selección de la ayuda técnica más adecuada es una de las cuestiones a resolver dentro del plan de reeducación de la marcha en aquellas personas con lesión medular incompleta en las que la capacidad de deambulación se plantea como un objetivo realista. En este proceso se ha de respetar el principio de proporcionar independencia, pero siempre que esté garantizada la seguridad y la estabilidad<sup>27</sup>.

Dentro del análisis cinemático de la marcha la velocidad es una de las variables que más van a condicionar los resultados, tanto en los parámetros temporo-espaciales como en los articulares. Algunos autores han señalado que la velocidad depende, entre otros factores, de la distancia a caminar, alcanzando valores más altos cuando la distancia a caminar en el pasillo de marcha es mayor<sup>25</sup>. En el caso de marcha con ayudas técnicas existen estudios que señalan que la velocidad de voluntarios sanos caminando con dos bastones era mayor que en casos de personas con diferentes alteraciones para la marcha<sup>29</sup>. En la serie aquí presentada los datos de la velocidad son muy cercanos a los que citan en otros estudios, con un tipo de pacientes muy similar<sup>1</sup>, pero es

más baja que los que se obtienen en un grupo de casos de mielomeningocele, en los que, evidentemente, la edad y el nivel de lesión son distintos<sup>12</sup>. La buena situación funcional de los pacientes de la muestra analizada en este estudio se confirma porque la velocidad del grupo de los 8 pacientes con nivel de lesión cervical es mayor que la citada en otros estudios<sup>22</sup>.

No se han obtenido valores homogéneos de velocidad. Este dato merece una consideración específica. Al tratarse de personas con una patología determinada, es muy difícil predeterminar una velocidad fija a la que queramos que caminen todos ellos. Cada uno lo ha de hacer a la velocidad en la que se sienta más seguro. De hecho, esta variabilidad se recoge en otros estudios de marcha efectuados en población con lesión medular incompleta<sup>1</sup>. La velocidad, por tanto, se comporta como una covariable que no puede ser controlada previamente. Esta variabilidad de la velocidad se produce a pesar de haber seleccionado una muestra muy homogénea desde el punto de vista clínico. Todos los casos habían sufrido la lesión hace más de un año, con lo que el patrón de deambulación se encontraba estabilizado y no en evolución. Así mismo, todos fueron clasificados dentro del grupo 19 de la clasificación WISCI II<sup>24</sup>, ninguno utilizaba ortesis en los miembros inferiores y ninguno presentaba rigidez articular alguna.

Los resultados de longitud del ciclo y de cadencia aquí recogidos son más bajos comparados tanto con sujetos sanos que caminan con bastones<sup>29</sup>, como con pacientes con mielomeningocele<sup>10</sup>, pero similares a los citados por Haubert et al en personas con lesión medular incompleta<sup>1</sup>. Uno de los trabajos sobre análisis cinemático de la marcha en pacientes con lesión medular incompleta, que cuenta con una muestra más amplia, es el de Krawetz y Nance<sup>22</sup>. Analiza los datos de 27 pacientes pero, al no hacer referencia a las ayudas técnicas que utilizan cada uno de ellos, los datos temporales se presentan en global, por lo que no podemos comparar nuestros hallazgos sobre las diferencias encontradas caminando con uno y con dos bastones. La duración del ciclo fue similar en ambos casos, pero la cadencia y el porcentaje de tiempo de doble apoyo fue mayor en el trabajo referenciado<sup>22</sup>.

A la hora de comparar las diferencias existentes en los datos temporales caminando con una clase u otra de ayuda técnica en este tipo de población nos encontramos con una dificultad añadida. En el trabajo más relevante sobre la influencia de las ayudas técnicas en la marcha de las personas con lesión medular incompleta no se ponderan los datos en relación con la altura de cada sujeto, como así se recoge en el presente estudio<sup>21</sup>. Se considera necesario ofrecer estos parámetros en función de los datos antropométricos, puesto que estos últimos determinan esencialmente cuestiones tales como la velocidad o la longitud del ciclo. De este modo se pretende compensar el efecto

producido por la variabilidad de la altura de los sujetos estudiados.

Dentro de los parámetros temporales los resultados más significativos de la experiencia aquí recogida señalan que caminando con dos bastones hay una mayor duración del ciclo y una menor frecuencia de ciclos/minuto. Estos datos se pueden explicar teniendo en cuenta que en nuestra muestra la situación funcional de todos los pacientes les permitía caminar con un bastón al menos 10 m, con lo que el uso de los dos bastones, aunque podría mejorar su seguridad también podría suponer, al mismo tiempo, un entorpecimiento para la marcha sin que se llegase a dar una disminución en la velocidad.

En relación con los parámetros articulares las diferencias más destacadas se centraron en la pelvis y la cadera; cuestión que también era de esperar, puesto que como se señaló en la introducción, el empleo de bastones se destina fundamentalmente a compensar la debilidad en la cadera y/o el tronco<sup>5</sup>. Sin embargo, aunque Vankoski et al señalan que en el caso de los pacientes con mielomeningocele el empleo de bastones disminuye la basculación y la rotación de la pelvis comparando con la marcha sin bastones, en este estudio el pasar de uno a dos bastones parece incrementar ambos parámetros<sup>30</sup>. El aumento de los movimientos de la pelvis lleva consigo un incremento de la oscilación del centro de gravedad y, con ello, un aumento del coste energético. Una posible explicación de esta aparente contradicción podría ser la comentada anteriormente. Al tratarse de unos pacientes que ya son capaces de caminar con un bastón y no precisan los dos, cuando lo hacen de este último modo lo realizan de una manera menos apropiada.

Con todo ello, en estos pacientes con lesión medular incompleta que ya presentan una situación funcional que les permite caminar con un solo bastón, la marcha con dos les puede aportar una mayor estabilidad pero, probablemente, se trate de un tipo de marcha con un mayor gasto energético.

Las limitaciones de este estudio vienen dadas por la heterogeneidad del comportamiento de los pacientes en la marcha, fundamentalmente expresado en la variabilidad de la velocidad a la que caminaron, lo que dificulta la valoración de los resultados cinemáticos, todo ello a pesar de haber fijado unos criterios que ayudaron a configurar una muestra muy homogénea desde el punto de vista de los criterios clínicos y funcionales.

## CONCLUSIONES

Como conclusión este estudio sugiere que las diferencias existentes, desde un punto de vista cinemático, a la hora de caminar con uno y dos bastones en una muestra con lesión medular incompleta se centran en la duración del ciclo, en la frecuencia de ciclos/minuto y

en los parámetros articulares de pelvis y cadera. En el caso de pacientes que ya son capaces de caminar con un bastón, el llevar dos les proporciona una mayor seguridad, pero a expensas, probablemente, de llevar a cabo una pauta de marcha menos fisiológica.

## AGRADECIMIENTOS

A José Luis R. Martín por la revisión crítica del escrito y sus aportaciones metodológicas.

**Los autores declaran que no existe conflicto de intereses.**

## BIBLIOGRAFÍA

- Haubert LL, Gutiérrez DD, Newsam CJ, Gronley JK, Mulroy SJ, Perry J. A comparison of shoulder joint forces during ambulation with crutches versus a walker in persons with incomplete spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87:63-70.
- Waters RL, Adkins RH, Yakura JS, Sie I. Motor and sensory recovery following incomplete paraplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994;75:67-72.
- Waters RL, Adkins RH, Yakura JS, Sie I. Motor and sensory recovery following incomplete tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994;75:306-11.
- Campbell JH, Moore TJ. Lower extremity orthoses for spinal cord injury. En: Goldberg B, Hsu JD, editors. *Atlas of orthoses and assistive device.* 3rd ed. St Louis: Mosby-Year Book; 1997. p. 391-400.
- Joyce BM, Kirby RL. Canes, crutches and walkers. *Am Fam Physician.* 1991;43:535-42.
- Brand RA, Crowinshield RD. The effect of cane use on hip contact force. *Clin Orthop.* 1980;147:181-4.
- Engel J, Amir A, Messer E, Caspi I. Walking cane designed to assist partial weight bearing. *Arch Phys Med Rehabil.* 1983;64:368-86.
- Larsson LE, Miller M, Norlin R, Tkaczuk H. Changes in gait patterns after operations in children with spastic cerebral palsy. *Int Orthop.* 1986;10:155-62.
- Lee E, Goh J, Bose K. Value of gait analysis in the assessment of surgery in cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992;73:642-6.
- Huitema RB, Hof AL, Mulder T, Brouwer WH, Dekker R, Postema K. Functional recovery of gait and joint kinematics after right hemispheric stroke. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85:1982-8.
- Gehlsen G, Beekman K, Assmann N, Winant D, Seidle M, Carter A. Gait characteristics in multiple sclerosis: progressive changes and effects of exercise on parameters. *Arch Phys Med Rehabil.* 1986;67:536-9.
- Gabrieli AP, Vankoski SJ, Dias LS, Milani C, Lourenco A, Laredo J, et al. Gait analysis in low lumbar myelomeningocele patients with unilateral hip dislocation or subluxation. *J Pediatr Orthop.* 2003;23:330-4.
- Ozgirgin N, Bolukbasi N, Beyazova M, Orkun S. Kinematic gait analysis in hemiplegic patients. *Scand J Rehabil Med.* 1993;25:51-5.
- Ferdjallah M, Harris GF, Smith PA, Wertsch JJ. Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy. *Clin Biomech.* 2002;17:203-10.
- Hassani S, Ferdjallah M, Reiners K, Johnson C, Smith PA, Harris GF. Postural stability, gait analysis and functional measurement instruments: correlation in children with cerebral palsy. *Gait Posture.* 2002;16 Suppl 1:27-8.
- Hassani S, Ferdjallah M, Reiners K, Johnson C, Smith PA, Harris GF. Motor performance comparison of the hinged and dynamic ankle foot orthotics. *Dev Med Child Neurol.* 2002;44:4.
- Collazos-Castro J, López-Dolado E, Nieto-Sampedro M. Locomotor deficits and adaptive mechanisms after thoracic spinal cord contusion in the adult rat. *J Neurotrauma.* 2006;23:1-17.
- Smith PA, Hasani S, Reiners K, Vogel LC, Harris GF. Gait analysis in children and adolescents with spinal cord injuries. *J Spinal Cord Med.* 2004;27:S44-S9.
- Sutherland DH, Olshen R, Cooper L, Woo L. The development of mature gait. *J Bone Joint Surg Am.* 1980;62A:336-53.
- Middleton JW, Yeo JD, Blanch L, Vare V, Peterson K, Bridgen K. Clinical evaluation of a new orthosis, the "Walkabout", for restoration of functional standing and short distance mobility in spinal paralysed individuals. *Spinal Cord.* 1997;35:574-9.
- Melis EH, Torres-Moreno R, Barbeau H, Lemaire ED. Analysis of assisted gait characteristics in persons with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord.* 1999;37:430-9.
- Krawetz P, Nance P. Gait analysis of spinal cord injured subjects: effects of injury level and spasticity. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996;77:635-8.
- Maynard FM, Bracken MB, Creasey G, Ditunno JF Jr, Donovan WH, Ducker TB, et al. International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury. *American Spinal Injury Association. Spinal Cord.* 1997;35:266-74.
- Ditunno PI, Dittuno JF. Walking index for spinal cord injury (WISCI II): scale revision. *Spinal Cord.* 2001;39:654-6.
- Van Hedel HJ, Markus W, Dietz V. Assessing walking ability in subjects with spinal cord injury: validity and reliability of 3 walking tests. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86:190-6.
- Rossier P, Wade DT. Validity and reliability comparison of 4 mobility measures in patients presenting neurologic impairment. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82:9-13.
- Goldberg B, LeBlanc M, Edelstein J. Canes, crutches and walkers. En: Goldberg B, Hsu JD, editors. *Atlas of orthoses and assistive device.* 3rd ed. St Louis: Mosby-Year Book; 1997. p. 557-74.
- Hall J, Clarke AK, Harrison R. Guidelines for prescription of walking frames. *Physiotherapy.* 1990;76:118-20.
- Youdas JW, Kotajarvi BJ, Padgett DJ, Kaufman KR. Partial weight-bearing gait using conventional assistive devices. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86:394-8.
- Vankoski S, Moore C, Statler KD, Sarwark JF, Dias L. The influence of forearm crutches on pelvic and hip kinematics in children with myelomeningocele: don't throw away the crutches. *Dev Med Child Neurol.* 1997;39:614-9.