

**Evaluación de variables espacio-temporales y
transferencia de energía mecánica en la marcha de un
paciente con ACV: estudio piloto**
**Space-time assessment and mechanical energy transfer
during gait in a patient with a CVA: a pilot study**

Virginia Ramos Arim¹

Carlos Gabriel Fábrika Barrios²

Valentina Silva Pereyra³

Teresa Camarot González⁴

¹ Asistente Departamento y Cátedra de Rehabilitación y Medicina Física. Hospital de Clínicas. Facultad de Medicina. Universidad de la República. Uruguay.

² Profesor Adjunto Departamento de Biofísica. Facultad de Medicina. Universidad de la República. Uruguay.

³ Ayudante Departamento de Biofísica. Facultad de Medicina. Universidad de la República. Uruguay.

⁴ Profesora Titular Departamento y Cátedra de Rehabilitación y Medicina Física. Hospital de Clínicas. Facultad de Medicina. Universidad de la República. Uruguay.

Correspondencia: Dra. Virginia Ramos. Cátedra de Rehabilitación y Medicina Física, Hospital de Clínicas, Av. Italia s/n, CP 11600. Montevideo, Uruguay. Correo electrónico: vramosarim@gmail.com

Resumen:

Introducción: los individuos con accidente cerebrovascular (ACV) presentan una marcha asimétrica. Para su recuperación es importante conocer los valores angulares de cadera, rodilla y tobillo en diferentes eventos, pero esto no permite determinar en qué grado se cumple el objetivo de desplazarse minimizando el gasto de energía. El estudio de la mecánica del centro de masas durante la marcha puede contribuir en este último aspecto; este aporte, discutido y valorado en conjunto con los valores angulares, permitiría entender más sobre las complejidades de la marcha luego de un ACV.

Objetivo: aplicar una herramienta para evaluar el aprovechamiento de energía mecánica en la marcha de pacientes con ACV y discutir los resultados en función de los valores angulares observados para miembros inferiores.

Material y método: se realizó un estudio de reconstrucción tridimensional del movimiento utilizando un equipo Vicon Motion Systems en un individuo con ACV y uno sano. Se evaluaron los ángulos cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital durante diferentes eventos de la marcha y se estimó el intercambio energético a través del cálculo de *Energy recovery* (R).

Resultados: el individuo con ACV presentó un patrón de marcha donde predomina la flexión de ambos miembros inferiores durante la fase de apoyo y el R fue marcadamente menor (33%) que en el individuo control (56%). Estos resultados sugieren una asociación entre los valores angulares y los energéticos implicados en el cálculo de R. El abordaje tiene potencial utilidad clínica en el análisis de la marcha de sujetos con ACV.

Palabras clave: Accidente cerebrovascular, Marcha biomecánica.

Abstract:

Introduction: individuals who suffered a CVA present an asymmetrical

gait. It is important to learn about the angles in the hip, knee and ankle during different events in order to contribute to their recovery, although this does not allow the calculation of the degree of fulfillment in stepping with minimum energy output.

The study of the center of mass mechanics during gait may contribute in the latter. This contribution, once discussed and assessed, together with the angle values would enable a better understanding of the complexities of gait following a CVA.

Objective: to apply a tool to assess the best use of mechanical energy in the gait of CVA patients, and to discuss results considering angle values observed in lower limbs.

Method: we conducted a three-dimensional reconstruction study of movement with a Vicon Motion Systems equipment in a CVA patient and a healthy individual. Angles in the hip, knee and ankle were assessed in the sagittal plane during different gait events, and the energy exchange was estimated by means of *Energy recovery* (R) calculation.

Results: The CVA patient presented a gait pattern where flexion of both lower limbs prevails during the contact phase and R was significantly lower (33%) than that of the control individual (56%). These results suggest there is an association between angle values and energy in the calculation of R. The approach has potential for clinical usefulness in the analysis of gait in individuals following a CVA.

Key words: Stroke, Gait biomechanics.

Resumo:

Introdução: os indivíduos com acidente vascular cerebral (AVC) apresentam uma marcha assimétrica. Para sua recuperação é importante conhecer os valores angulares de quadril, joelho e tornozelo em diferentes eventos, porém isto não permite determinar em que grau o objetivo de deslocar-se minimizando o gasto de energia é atingido. O

estudo da mecânica do centro de massas durante a marcha pode contribuir neste último aspecto; essa informação, discutida e avaliada juntamente com os valores angulares, permitiria entender melhor as características da marcha depois de um AVC.

Objetivo: aplicar uma ferramenta para avaliar o aproveitamento de energia mecânica na marcha de pacientes com AVC e discutir os resultados em função dos valores angulares observados para membros inferiores.

Material e método: realizou-se um estudo de reconstrução tridimensional do movimento utilizando um equipamento Vicon Motion Systems em um indivíduo com AVC e em outro sadio. Os ângulos quadril, joelho e tornozelo no plano sagital durante diferentes eventos da marcha foram avaliados e o intercambio energético foi estimado usando o cálculo de *Energy recovery* (R).

Resultados: O indivíduo com AVC apresentou um padrão de marcha no qual predomina a flexão de ambos membros inferiores durante a fase de apoio e o R foi muito menor (33%) que no indivíduo controle (56%). Estes resultados sugerem uma associação entre os valores angulares e os energéticos implicados no cálculo de R. Esta abordagem tem uma potencial utilidade clínica na análise da marcha de sujeitos com tiveram um AVC.

Palavras-chave: Acidente vascular cerebral, Marcha biomecánicas.

Recibido: 20/8/16.

Aceptado: 6/2/17.

Introducción

El ataque cerebrovascular (ACV) es la primera causa de discapacidad en el adulto en Uruguay y a nivel mundial^(1,2). Los pacientes con ACV presentan una combinación de signos y síntomas que afectan la destreza motora requerida para la ejecución normal del movimiento, incluyendo la deambulaci3n⁽³⁾. La marcha hemiparética debida a un ACV se caracteriza por ser asimétrica, presentar cambios significativos en la velocidad, longitud del paso y desplazamientos angulares de los miembros inferiores⁽⁴⁾. Dada la implicancia que tiene la marcha en la independencia de la persona, su participaci3n social y una mejor calidad de vida, la recuperaci3n de esta tarea es un objetivo fundamental durante el programa de rehabilitaci3n de individuos que han sufrido un ACV.

En las últimas dos décadas, junto al desarrollo de nuevas tecnologías, han surgido numerosas técnicas de análisis de la marcha humana. Entre ellas se destaca la cinemetría, que permite la reconstrucci3n tridimensional del movimiento corporal y realizar evaluaciones cuantitativas durante la ejecuci3n de una tarea motora específica⁽⁵⁾. Este tipo de abordaje permite evaluar la relaci3n entre segmentos corporales, el movimiento del cuerpo como un todo y la influencia de los segmentos sobre la mecánica general⁽⁶⁾. Estos estudios aplicados al análisis de la marcha con alteraciones habitualmente est3n enfocados en el movimiento de los miembros inferiores^(5,7), ya que tienen un rol predominante en la determinaci3n de las diferentes fases y tareas durante la marcha⁽⁷⁾. En las evaluaciones biomecánicas aplicadas a la clínica en las que se utiliza cinemetría resulta de particular interés conocer los valores angulares de sus principales articulaciones, tobillo, rodilla y cadera en el plano sagital⁽⁵⁾. No obstante, la evaluaci3n de los valores angulares no permite cuantificar los objetivos de la marcha, entre los que se destaca la capacidad de desplazarse minimizando el

gasto de energía metabólica⁽⁷⁾.

Desde el punto de vista mecánico la minimización del gasto metabólico está asociada con una optimización del desplazamiento del centro de masas del cuerpo (COM) en relación con la línea de progresión. Este es el principal mecanismo para reducir el esfuerzo muscular y en consecuencia conservar la mayor cantidad de energía que sea posible^(8,9).

En los últimos años se ha comenzado a considerar que el estudio de la mecánica del COM podría proveer información sobre la interacción entre el sistema neurológico y las demandas mecánicas de la marcha en estos pacientes y por lo tanto contribuir a su rehabilitación^(5,10-12). Los mecanismos para disminuir los desplazamientos del COM están asociados principalmente con la acción de los músculos involucrados en las articulaciones de miembros inferiores⁽⁷⁾. De esta manera, la acción combinada de los miembros inferiores durante el ciclo de marcha normal determina los desvíos del COM; evaluar ambos aspectos puede contribuir a entender más sobre las complejidades de la marcha y sus alteraciones luego de un ACV.

La evaluación del intercambio de energía mecánica a nivel del COM clásicamente contempla sus variaciones de altura y velocidad en la dirección vertical y las variaciones de velocidad en la dirección de avance⁽⁶⁾. El análisis de estos cambios requiere de cálculos del trabajo mecánico realizado para acelerar y elevar el COM en relación con el ambiente, denominado trabajo externo (Wext). La estimación de la variación de energía mecánica a través del Wext dio lugar al concepto de *Energy recovery* (R), un parámetro que da cuenta del porcentaje de recuperación de energía mecánica durante un ciclo de marcha. El R constituye una primera cuantificación mecánica relacionada con la eficiencia de la marcha humana que se puede obtener mediante un estudio de cinemetría.

Estudios previos han determinado que en los individuos que han sufrido un ACV el Wext se ve significativamente incrementado, mientras que R está aproximadamente un 20% por debajo de lo normal^(5,13); otros estudios sobre la mecánica articular de miembros inferiores indican que los flexores plantares de esos pacientes no son capaces de generar el empuje de tobillo necesario con el miembro afectado, aumentando la variabilidad en la velocidad de marcha. Estudios realizados mediante la aplicación de modelos⁽¹⁴⁾ sugieren que esa disminución de la capacidad de empuje puede ser compensada con la acción de las articulaciones más proximales (cadera y rodilla) del miembro inferior sano.

En base a lo expuesto consideramos de interés clínico el desarrollo de una forma de cálculo que permita determinar R tomando como datos de entrada valores de la reconstrucción del movimiento con cinemetría y analizar el valor obtenido en conjunto con una serie de valores angulares puntuales. En este estudio comparamos el análisis de los datos en un paciente con ACV y un individuo sano a los efectos de tener un primer abordaje respecto a la asociación entre las acciones motoras realizadas con cada miembro y la posibilidad de desplazarse minimizando el costo metabólico. En particular discutimos acerca de la posibilidad de que acciones articulares compensatorias del empuje con el miembro afectado puedan determinar un trabajo mecánico total mayor y por lo tanto ser una de las causas de la disminución de R en pacientes con ACV.

Material y método

Se realizó un estudio piloto de la transferencia de energía mecánica y

los valores angulares de miembros inferiores durante la marcha en dos individuos adultos de sexo masculino con características antropométricas semejantes, un individuo portador de ACV y un individuo sano.

No se tomaron en cuenta en la selección de los individuos aspectos posturales, dado que no se encontraron referencias en las que se considere este aspecto al analizar el intercambio de energía en situación dinámica. Por otra parte, los cambios posturales no pueden ser determinados en un estudio que se basa únicamente en el cálculo de trabajo mecánico externo. Su abordaje requeriría de cálculos de trabajo mecánico interno de tren superior e inferior por separado y este es un aspecto que aún cuenta con importantes limitantes.

Características de los individuos estudiados

El individuo portador de ACV fue un adulto de 69 años de sexo masculino (masa 87 kg, altura 1,78 m y longitud promedio de miembros inferiores 0,88 m) en etapa crónica con más de seis meses de evolución, con hemiparesia derecha que no vence gravedad en el sector distal y espasticidad grado 1 en cuádriceps y grado 1+ en tríceps sural, según escala de Ashworth modificada⁽¹⁵⁾. Para la selección de este sujeto se consideró excluyente: tener alteraciones previas en la marcha, no poder caminar 5 m con o sin ayuda técnica en el momento del análisis, tener alteraciones neuro-músculo-esqueléticas en el miembro contralateral o dolor en la marcha.

El voluntario sano fue un sujeto de 50 años (masa 90 kg, altura 1,81 m y longitud promedio de miembros inferiores 0,90 m), sin patologías

previas neurológicas ni del aparato locomotor.

Protocolo experimental

Todas las colectas y el procesamiento de datos fueron realizados en el Laboratorio de análisis de la marcha en la Unidad de Investigación en Biomecánica de la Locomoción Humana (UIBLH), Cátedra de Rehabilitación y Medicina Física del Hospital de Clínicas. El ambiente fue previamente acondicionado a 21 °C, se realizó un examen clínico osteoarticular y neuromuscular previamente estandarizado a ambos sujetos. Posteriormente se tomaron medidas antropométricas a los voluntarios y se colocaron marcadores según lo establecido en el paquete Plug-In-Gait Biomechanical Modeller 1.7 de Vicon a los efectos de utilizar un modelo de cuerpo completo para la reconstrucción del movimiento.

Se solicitó a ambos sujetos que caminaran a velocidad autoseleccionada por una pasarela de 10 metros de longitud, obteniéndose tres pasadas para cada individuo con tres a cinco ciclos en cada una de ellas. Para determinar las variables espacio-temporales de interés se utilizó el sistema Vicon Motion Systems (Oxford Metrics Ltd). La estimación de parámetros energéticos se realizó en el programa Matlab R2012® (Mathworks, Inc.).

Obtención de los datos

Los individuos fueron filmados con ocho cámaras Bonita (1 MPx optical camera, 250 fps featuring a varifocal lens [4 to 12mm] and NIR strobe) sincronizadas automáticamente (Giganet unit) y las imágenes fueron procesadas con el sistema (Nexus 1.8.5.61009h) incluido en el Vicon Motion Systems. Se identificaron manualmente eventos y las fases de la marcha observando cada una de las reconstrucciones. Se seleccionaron como variables espacio-temporales los valores angulares de cadera, rodilla y tobillo en tres eventos diferentes (contacto inicial, apoyo medio y despegue de los dedos). En todas las articulaciones se consideraron los valores en el plano sagital dado que son los cambios en este plano los que determinan en mayor medida que la marcha se asemeje a un mecanismo pendular⁽¹²⁾. Los valores angulares obtenidos fueron promediados según se sugiere en trabajos previos⁽¹⁶⁾ y se calculó el desvío estándar.

El R fue calculado a partir de la posición de los marcadores obtenidos con cinemetría utilizando la siguiente relación:

$$R(\%) = \frac{100(W_f + W_v + W_{ext})}{W_f + W_v}$$

W_v es el trabajo dado por la suma de las resultantes de incrementos de energía mecánica vertical y W_f queda determinado por los incrementos de la componente de energía cinética en el sentido del avance^(6,9).

Los pasos seguidos para obtener W_{ext} , W_v y W_f y R tomando como datos de entrada las coordenadas cuadro a cuadro de los marcadores exportados del Vicon se basaron en un trabajo previo⁽⁹⁾.

Resultados

La velocidad media de avance para cada individuo en este estudio fue de 1,357 m/s (4,9 km/h) para el individuo sano y de 0,17 m/s (0,7 km/h) para el paciente con ACV. La figura 1 presenta un ejemplo comparativo de las variaciones angulares estudiadas para cada individuo. En las tablas 1 a 3 se presentan los valores medios comparados para ambos sujetos en ambos lados del cuerpo.

El R promediado del individuo sano en todos los ciclos analizados fue de 56%, mientras que el paciente con ACV presentó un valor promedio de 33%. Los valores de W_{ext} resultaron mayores en el paciente con ACV ($0,51 \pm 0,05$ N.m) que en el individuo sano ($0,2 \pm 0,03$ N.m). Estos valores estuvieron asociados con un aumento del trabajo positivo realizado por el paciente para acelerar el COM hacia adelante (W_f) así como del trabajo realizado para elevar el COM contra la gravedad W_v .

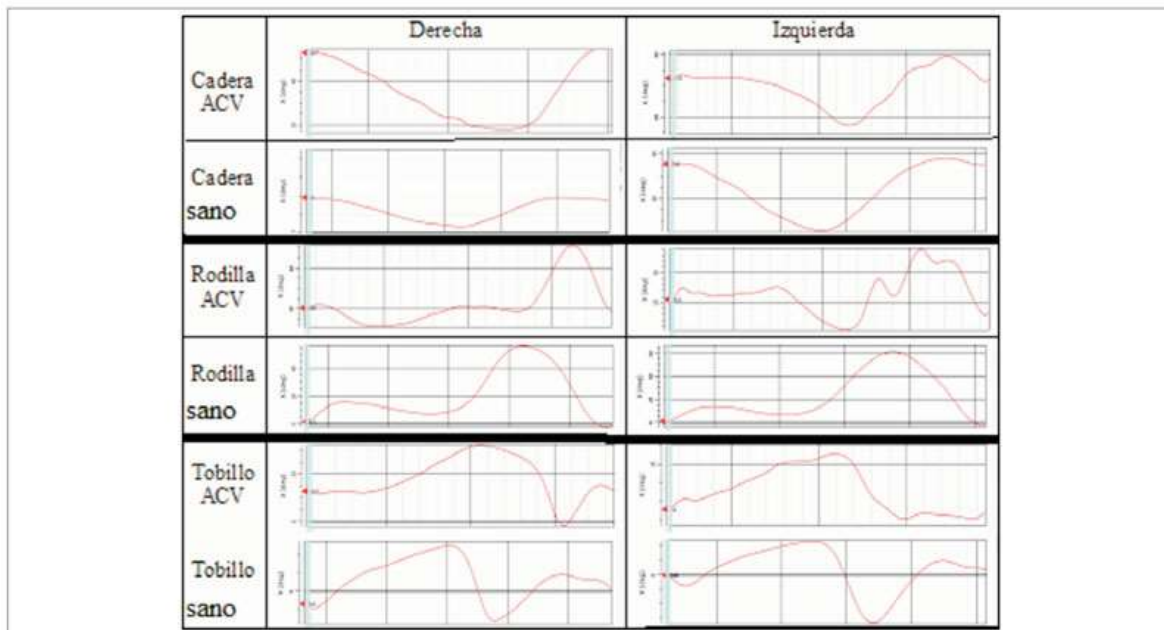


Figura 1. Valores angulares obtenidos durante un ciclo para los ángulos de cadera, rodilla y tobillo de ambos individuos (las líneas verticales en celeste indican el contacto inicial). El lado parético del paciente analizado fue el derecho.

Figura 1

Tabla 1. Comparación de los valores de ángulo de cadera obtenidos para los dos individuos estudiados. Cada valor corresponde a la media y desvío de tres pasadas en cada una de las cuales se realizaron 3 a 5 ciclos.

<i>Variable</i>	<i>Sujeto sano</i>	<i>Paciente con ACV</i>
Derecha contacto inicial	37,1±1,2	54,2±1,4
Derecha apoyo medio	29,0±1,7	50,5±1,9
Derecha despegue	6,3±8,2	30,8±4,6
Izquierda contacto inicial	35,2±1,1	30,6±1,4
Izquierda apoyo medio	27,6±2,3	32,8±1,7
Izquierda despegue	-1,5±9,8	20,9±1,8

Tabla 1

Discusión

En este trabajo se aplicó una herramienta para evaluar el aprovechamiento de energía mecánica en la marcha conjuntamente con los valores angulares observados para miembros inferiores. Dado que nuestra idea fue poner a consideración una técnica con potencial uso en la clínica, optamos por efectuar en primera instancia un estudio piloto y no trabajar con un mayor número de pacientes.

Un primer aspecto a tener en cuenta al discutir las variables obtenidas en este trabajo es que la velocidad media de avance resultó diferente para cada individuo. Este resultado era esperable debido al ACV⁽²¹⁾. No obstante, un factor limitante en nuestro trabajo está dado por la diferencia de edad de los sujetos analizados; los cambios en la mecánica del movimiento al variar la velocidad han sido ampliamente estudiados antes^(5,6,20) y no constituyen el foco de este trabajo. De cualquier

manera, cabe aclarar que la edad afecta la velocidad de desplazamiento y por lo tanto la mecánica del movimiento en general^(5,20), y, aunque como veremos, algunos resultados sugieren que existen otros factores además de la velocidad que determinan las diferencias observadas, aquella debería de ser contemplada al ampliar la muestra en futuros estudios.

Todos los valores encontrados para el individuo sano en este trabajo estuvieron dentro de lo esperado según lo establecido en los antecedentes^(5,7). Por su parte, la recuperación de energía mecánica del paciente con ACV resultó marcadamente menor a la del individuo sano y su marcha se caracterizó por un aumento en la flexión dorsal de tobillo, flexión de rodillas y caderas.

Los valores angulares encontrados para el paciente con ACV concuerdan con lo reportado en estudios previos⁽¹⁷⁻¹⁹⁾. Durante el contacto inicial la cadera del miembro parético presentó 18° más de flexión que el promedio de ambos miembros del individuo sano, mientras que el miembro no afectado estuvo dentro del rango de valores reportados como normales^(5,7), existiendo de esta manera una marcada asimetría en la acción de cadera derecha e izquierda durante el contacto inicial y la respuesta a la carga, resultado característico de los sujetos con hemiparesia que se desplazan a velocidad lenta⁽²⁰⁾. Desde el contacto hasta el instante de apoyo medio existió una diferencia de 22,2° en el ángulo de cadera respecto al valor medio de los miembros del individuo sano y se mantuvo la asimetría con el miembro del lado no afectado. Los valores obtenidos en el instante de despegue de los dedos muestran que la tendencia flexora se mantuvo durante todo el apoyo. Este exceso de flexión de cadera en el plano sagital podría constituir una acción compensatoria de variaciones a nivel de las articulaciones más distales para lograr cierta nivelación del COM durante la marcha, como ya ha sido sugerido en otros estudios⁽⁵⁾.

La rodilla del individuo con ACV presentó altos valores de flexión en el plano sagital durante todo el apoyo para ambos miembros, aunque estos valores fueron mayores del lado parético. La variación angular de la rodilla entre el apoyo medio y el contacto inicial del paciente fue de tan solo $2,3^{\circ}$ y $2,7^{\circ}$ para el miembro afectado y no afectado respectivamente. Esto es de gran importancia porque la flexión de rodilla en esos primeros instantes del ciclo contribuye a minimizar el impacto⁽⁷⁾. Es decir, ese resultado sugiere que no se está cumpliendo bien la tarea de aceptación de peso, apoyo simple y avance del miembro. Por otra parte, como la flexión de rodilla durante el apoyo medio permite disminuir la elevación del COM en el momento en que este pasa por encima del miembro de sustentación y la extensión subsiguiente impide que este pierda altura al final del apoyo, se puede suponer que la disminución del rango de flexo-extensor observado en el paciente con ACV afecta el mecanismo pendular de ambos lados.

El comportamiento del tobillo en el plano sagital durante el contacto inicial, apoyo medio y despegue del miembro parético fue diferente al del miembro no afectado. El paciente presentó altos valores de flexión plantar con ambos pies en el contacto inicial. En los instantes siguientes al contacto es habitual que ocurran unos 5° de flexión plantar hasta que el pie está completamente apoyado, pero el paciente prácticamente no presentó cambios. Este resultado es de particular interés debido a que no concuerda con el acortamiento de tríceps sural (equino 10°) y el aumento del tono que se observó para dicho músculo (Ashworth 1+) del lado afectado en el examen clínico. Una posible explicación al respecto es que la evaluación clínica del tobillo realizada en cadena cinemática abierta no refleje bien lo que puede ocurrir durante el apoyo en la marcha, situación en la que el miembro se encuentra en cadena cinemática cerrada.

Los valores encontrados para rodilla y tobillo muestran que el paciente

no es capaz de lograr que la rotación se traslade del retropié al antepié nivelando así la trayectoria de la rodilla, el desplazamiento del COM y pudiendo afectar la transferencia de energía mecánica.

Los resultados de la evaluación de transferencia de energía mecánica encontrados para ambos individuos en este trabajo resultaron en términos generales coherentes con los valores angulares discutidos anteriormente. Mientras que el R encontrado para el individuo sano (56%) fue cercano a los valores reportados en trabajos previos a esa velocidad de desplazamiento^(6,8,9). El R del paciente con ACV fue marcadamente menor (33%) al porcentaje de recuperación de energía del que podría esperarse (40%) para una persona sana cuando camina a una velocidad semejante a la autoseleccionada por el paciente en este estudio. De manera que podemos suponer que existen otros determinantes además de la velocidad de desplazamiento para el bajo valor de restitución de energía observado.

De la expresión que permite calcular R se desprende que su valor depende en primera instancia de los altos valores relativos de W_{tot} que presentó el paciente, posiblemente debidos a un desfase en las variaciones de W_v y W_f ^(8,9). Otro aspecto interesante que surge de los análisis de energética es que el trabajo realizado para elevar el COM (W_v) fue mayor al esperable para la velocidad media a la que se desplazó el paciente⁽⁵⁾. Esto se puede asociar con la gran variación vertical del COM (aproximadamente 4 cm) que presentó el paciente. Estos resultados concuerdan parcialmente con un estudio previo en el que se evaluó la transferencia energética en la marcha hemiparética⁽¹³⁾ donde se encontró una oscilación de 7 cm en pacientes que se desplazan a 1 km/h. Esto sugiere la posibilidad de que el individuo estudiado en este trabajo cuente con una marcha más eficiente que los analizados en (13). Esto último, a su vez, es consistente con el hecho de que el paciente analizado en este estudio presentó menos diferencias en

los valores angulares de ambos miembros inferiores que los reportados en (13).

Por su parte, el trabajo positivo realizado para acelerar el COM en la dirección de avance (W_f) reflejó los cambios de velocidad en el sentido de avance que el paciente con ACV presentó a pesar de que su velocidad media de desplazamiento fue considerablemente baja. Esto es concordante con lo discutido previamente para los movimientos articulares a nivel de cadera, rodilla y tobillo. La combinación de la flexión de rodilla con la extensión de tobillo al principio del apoyo permite reducir la desaceleración brusca del COM, mientras que al final del apoyo afecta la aceleración⁽⁵⁾. Los cambios en velocidad en el sentido de avance alteran el W_f , que, según los antecedentes, explica más del 95% de los cambios de energía cinética a cualquier velocidad de marcha. Este resultado no concuerda con lo que se ha establecido en estudios previos⁽¹³⁾, en los que se encontró que los cambios en energía cinética en el sentido de avance resultan despreciables en individuos con ACV y por lo tanto la magnitud del W_f no sería importante en la disminución del R. Si bien el resultado se podría asociar con que las características de los pacientes analizados en ambos trabajos difieren, este aspecto debería de ser evaluado con mayor cuidado en futuros estudios.

En definitiva, los valores obtenidos en este estudio tanto para R, W_{tot} , W_v y W_f tienden a confirmar la idea de que el aumento del costo metabólico en la marcha que se ha descrito previamente para este tipo de pacientes está asociado con cambios mecánicos tanto verticales como en el sentido de avance. Esos cambios pueden explicarse, o al menos tienen una correspondencia, con las alteraciones espacio-temporales a nivel articular en cadera, rodilla y tobillo, confirmando una idea que había sido sugerida previamente por otros autores⁽²¹⁾.

Tabla 2. Comparación de los valores de ángulo de rodilla obtenidos para los dos individuos estudiados. Cada valor corresponde a la media y desvío de tres pasadas en cada una de las cuales se realizaron 3 a 5 ciclos.

<i>Variable</i>	<i>Sujeto sano</i>	<i>Paciente con ACV</i>
Derecha contacto inicial	1,2±0,9	35,3±3,1
Derecha apoyo medio	15,8±3,3	37,6±2,7
Derecha despegue	24,6±11,4	52,1±3,7
Izquierda contacto inicial	2,2±1,8	22,7±3,7
Izquierda apoyo medio	15,4±2,4	25,4±4,6
Izquierda despegue	31,0±1,5	25,7±3,9

Tabla 2

Tabla 3. Comparación de los valores de ángulo de rodilla obtenidos para los dos individuos estudiados. Cada valor corresponde a la media y desvío de tres pasadas en cada una de las cuales se realizaron 3 a 5 ciclos. En este caso los valores positivos corresponden a una flexión plantar y los negativos a flexión dorsal.

<i>Variable</i>	<i>Sujeto sano</i>	<i>Paciente con ACV</i>
Derecha contacto inicial	0,3±1,3	9,8±2,1
Derecha apoyo medio	5,0±1,7	9,9±1,9
Derecha despegue	-1,4±3,4	6,9±3,2
Izquierda contacto inicial	1,0±0,9	7,0±2,6
Izquierda apoyo medio	4,9±0,7	9,7±3,1
Izquierda despegue	-1,4±2,1	11,5±1,8

Tabla 3

Conclusiones

En base a lo que pudimos observar en este estudio piloto se concluye

que:

- Existe en el paciente una evidente alteración angular del miembro inferior contralateral al afectado, el cual era esperable en base a un mecanismo de compensación y a la alteración del control motor de dicho hemicuerpo.
- El paciente con ACV presenta una disminución en la capacidad de aprovechar energía mecánica, esta disminución está asociada con los desplazamientos del COM en la vertical y el sentido de avance y es concordante con los parámetros angulares de miembros inferiores.
- En base a los resultados consideramos que es de interés realizar nuevos estudios para evaluar si se obtienen datos comparables al ampliar la muestra considerando además nuevos factores, por ejemplo la edad.

Bibliografía

1. American Stroke Association. Impact of Stroke (Stroke statistics)
Disponible en:
http://www.strokeassociation.org/STROKEORG/AboutStroke/Impact-of-Stroke-Stroke-statistics_UCM_310728_Article.jsp#.VzofCTXhCUk
[Consulta: 2 mayo 2016].
2. **Frontera W, DeLisa JA, eds.** Physical Medicine & Rehabilitation. 5th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.
3. **Shumway-Cook A, Woollacott M.** Motor control: translating research into clinical practice. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
4. **Allen JL, Kautz SA, Neptune RR.** Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. Gait Posture 2011; 34(4):538-43. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3085662/> [Consulta: 27 jun 2016].

5. **Willems P-A, Schepens B, Detrembleur C.** Marcha normal. EMC-Kinesiterapia-Med Física 2012; 33(2):1-29. Disponible en: [http://dx.doi.org/10.1016/S1293-2965\(12\)61944-6](http://dx.doi.org/10.1016/S1293-2965(12)61944-6) [Consulta: 12 mayo 2016].
6. **Saibene F, Minetti AE.** Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. Eur J Appl Physiol 2003; 88(4-5):297-316. Disponible en: <http://link.springer.com/10.1007/s00421-002-0654-9> [Consulta: 27 jun 2016].
7. **Perry J.** Análise de marcha: marcha normal. São Pablo: Prima, 2005.
8. **Cavagna GA, Heglund NC, Taylor CR.** Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. Am J Physiol 1977; 233(5):R243-61. Disponible en: <http://ajpregu.physiology.org/content/233/5/R243.abstract> [Consulta: 4 octubre 2015].
9. **Willems PA, Cavagna GA, Heglund NC.** External, internal and total work in human locomotion. J Exp Biol 1995; 198(Pt 2):379-93.
10. **Kuo AD, Donelan JM.** Dynamic principles of gait and their clinical implications. Phys Ther 2010; 90(2):157-74. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2816028/#!po=2.77778> [Consulta: 10 abril 2016].
11. **Awad LN, Palmer JA, Pohlig RT, Binder-Macleod SA, Reisman DS.** Walking speed and step length asymmetry modify the energy cost of walking after stroke. Neurorehabil Neural Repair 2015; 29(5):416-23.
12. **Farris DJ, Hampton A, Lewek MD, Sawicki GS.** Revisiting the mechanics and energetics of walking in individuals with chronic hemiparesis following stroke: from individual limbs to lower limb joints. J Neuroeng Rehabil 2015; 12:24. Disponible en: <http://www.jneuroengrehab.com/content/12/1/24> [Consulta: 22 marzo 2015].

13. **Detrembleur C, van den Hecke A, Dierick F.** Motion of the body centre of gravity as a summary indicator of the mechanics of human pathological gait. *Gait Posture* 2000; 12:243-50.
14. **Peterson CL, Kautz SA, Neptune RR.** Muscle work is increased in pre-swing during hemiparetic walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2012; 26(8):859-66. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3159858/pdf/nihms294269.pdf> [Consulta: 10 marzo 2015].
15. **Ansari NN, Naghdi S, Arab TK, Jalaie S.** The interrater and intrarater reliability of the Modified Ashworth Scale in the assessment of muscle spasticity: limb and muscle group effect. *NeuroRehabilitation* 2008; 23(3):231-7.
16. **Gambelli CN, Theisen D, Willems PA, Schepens B.** Motor Control of Landing from a Jump in Simulated Hypergravity. *PLoS One* 2015; 10(10):e0141574. Disponible en: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4624769&to=ol=pmcentrez&rendertype=abstract> [Consulta: 4 febrero 2016].
17. **Yamasaki M, Sasaki T, Tsuzki S, Torii M.** Stereotyped pattern of lower limb movement during level and grade walking on treadmill. *Ann Physiol Anthropol* 1984; 3(4):291-6.
18. **Olney SJ, Monga TN, Costigan PA.** Mechanical energy of walking of stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1986; 67:92-8.
19. **Olney SJ, Jackson VG, George SR.** Gait re-education guidelines for stroke patients with hemiplegia using mechanical energy and power analyses. *Physiother Canada* 1988; 40:242-8.
20. **Olney SJ, Grondin RC, McBride ID.** Energy and power considerations in slow walking. *J Biomech* 1989; 22(10):1066.
21. **Olney SJ, Richards C.** Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait Posture* 1996; 4:136-48.

Fuente de apoyo: no aplica. Los autores manifiestan que no existe conflicto de intereses.