

Mecánica y energética durante la marcha en cinta caminadora en Adultos Uruguayos Saludables: efecto del IMC y la edad

Mechanics and energy during treadmill walking in Healthy Uruguayan Adults: effect of BMI and age

Mecânica e Energia durante a Caminhada em Esteira em Adultos Uruguaios Saudáveis: efeito do IMC e Idade

CAROL M. TORRES⁽¹⁾, CARLO BIANCARDI⁽²⁾, GERMÁN PEQUERA⁽³⁾, GABRIEL FÁBRICA⁽⁴⁾

(1) Departamento de Educación Física y Deporte, Instituto Superior de Educación Física, Universidad de la República, Montevideo, Uruguay. Unidad Académica de Biofísica, Facultad de Medicina, Universidad de la República, Montevideo, Uruguay.
Correo electrónico: maguitango17@gmail.com
ORCID: 0009-0006-1912-4187

(2) Laboratorio de Investigación Biomecánica y Análisis del Movimiento, Departamento de Ciencias Biológicas, CENUR Litoral Norte, Universidad de la República, Paysandú, Uruguay.
Correo electrónico: carlo.biancardi@gmail.com
ORCID: 0000-0002-5566-3958

(3) Ingeniería Biológica, CENUR Litoral Norte, Universidad de la República, Universidad de la República, Paysandú, Uruguay.
Correo electrónico: germanpequera@gmail.com
ORCID: 0000-0002-2696-1630

(4) Unidad Académica de Biofísica, Facultad de Medicina, Universidad de la República, Montevideo, Uruguay.
Correo electrónico: cgfabrica@gmail.com
ORCID: 0000-0001-5118-926X

RESUMEN

La evaluación de la marcha en cinta caminadora puede resultar relevante para la toma de decisiones clínicas. No obstante, factores demográficos como la edad y el IMC pueden alterar la interpretación de los resultados. Nuestro objetivo fue obtener variables espacio-temporales, energéticas y costo de transporte durante la velocidad autoseleccionada en cinta caminadora para una muestra representativa de adultos uruguayos ($n=28$) y evaluar si diferentes rangos de edades e IMC pueden ser factores a tener en cuenta en pruebas clínicas donde se consideren dichas variables. Participaron 17 hombres y 11 mujeres ($39,3 \pm 14,8$ años, $75,9 \pm 12,5$ kg, $1,74 \pm 0,09$ m, IMC $25,2 \pm 4,06$). Se realizó una reconstrucción 3D del movimiento en forma sincronizada con el consumo energético. Se obtuvieron valores de referencia y luego de agrupar los participantes según su IMC y rango de edad se compararon los datos mediante test de t ($p \leq 0,05$). Los resultados revelaron discrepancias significativas en las medidas espacio-temporales y energéticas de los adultos uruguayos al caminar en cinta con respecto a la literatura. La marcha difiere entre adultos jóvenes y de mediana edad en su velocidad autoseleccionada ($p=0,03$), longitud de zancada ($p=0,01$), trabajo mecánico externo ($p<0,001$) y recuperación de energía mecánica ($p=0,009$), destacando la importancia de considerar la edad en evaluaciones clínicas. El IMC no influyó significativamente en estas variables. Estos hallazgos subrayan la necesidad de ajustar las interpretaciones de las pruebas clínicas de la marcha sobre cinta caminadora en adultos uruguayos de mediana edad (45 a 65 años). **Palabras clave:** Análisis clínico de la marcha, Cinta caminadora, Variables espacio-temporales, Energía mecánica, Consumo de oxígeno

ABSTRACT

Treadmill gait assessment can be relevant for clinical decision-making. However, demographic factors such as age and BMI may alter result interpretation. Our aim was to obtain spatiotemporal, energetic, and cost of transport variables during self-selected treadmill walking speed for a representative sample of Uruguayan adults ($n=28$) and to assess if different age ranges and BMI could be factors to consider in clinical tests involving these variables. Seventeen men and eleven women participated (39.3 ± 14.8 years, 75.9 ± 12.5 kg, 1.74 ± 0.09 m, BMI 25.2 ± 4.06). A synchronized 3D motion reconstruction was performed with energy consumption. Reference values were obtained and data were compared using t-tests ($p \leq 0.05$), after grouping participants by BMI and age range. Results revealed significant discrepancies in spatiotemporal and energetic measures of Uruguayan adults walking on the treadmill, compared to the literature. Gait differed between young and middle-aged adults in their self-selected speed ($p=0.03$), stride length ($p=0.01$), external mechanical work ($p<0.001$), and mechanical energy recovery ($p=0.009$), emphasizing the importance of considering age in clinical evaluations. BMI did not significantly influence these variables. These findings underscore the need to adjust interpretations of treadmill gait clinical tests in middle-aged Uruguayan adults (45 to 65 years). **Key words:** Biomechanics, Clinical gait analysis, Treadmill, Temporal-distance variables, Mechanical energy, Oxygen cost

RESUMO

A avaliação da marcha na esteira pode ser relevante para a tomada de decisões clínicas. No entanto, fatores demográficos como idade e IMC podem alterar a interpretação dos resultados. Nosso objetivo foi obter variáveis espaço-temporais, energéticas e custo de transporte durante a velocidade de caminhada autoseleccionada na esteira para uma amostra representativa de adultos uruguaios ($n = 28$) e avaliar se diferentes faixas etárias e IMC podem ser fatores a serem considerados em testes clínicos que envolvam essas variáveis. Dezesete homens e onze mulheres participaram ($39,3 \pm 14,8$ anos, $75,9 \pm 12,5$ kg, $1,74 \pm 0,09$ m, IMC $25,2 \pm 4,06$). Foi realizada uma reconstrução tridimensional do movimento sincronizada com o consumo de energia. Foram obtidos valores de referência e os dados foram comparados usando testes t ($p \leq 0,05$), após agrupar os participantes por IMC e faixa etária. Os resultados revelaram discrepâncias significativas nas medidas espaço-temporais e energéticas dos adultos uruguaios ao caminhar na esteira, em comparação com a literatura. A marcha diferiu entre adultos jovens e de meia-idade em sua velocidade autoseleccionada ($p=0,03$), comprimento da passada ($p=0,01$), trabalho mecânico externo ($p<0,001$) e recuperação de energia mecânica ($p=0,009$), destacando a importância de considerar a idade em avaliações clínicas. O IMC não influenciou significativamente essas variáveis. Esses achados destacam a necessidade de ajustar as interpretações dos testes clínicos de marcha na esteira em adultos uruguaios de meia-idade (45 a 65 anos). **Palavras-chave:** Análise clínica da marcha, Esteira, Variáveis espaço-temporais, Energia mecânica, Consumo de oxigênio

INTRODUCCIÓN

Una marcha saludable está estrechamente asociada con la calidad de vida de las personas⁽¹⁾. El ciclo de marcha, es la unidad habitual para definir medidas que permiten realizar una evaluación biomecánica^(1, 2). Parámetros espacio-temporales definidos para el ciclo de marcha, como la velocidad media, la longitud y la frecuencia, son habitualmente considerados en las evaluaciones clínicas de la marcha^(1, 2, 3, 4). Por su parte, otro conjunto de variables permite analizar lo que Willems⁽³⁾, denominó “el mecanismo de la marcha”. Esas variables a veces denominadas energéticas⁽⁵⁾ son; trabajo mecánico externo (Wext), trabajo mecánico interno (Wint), trabajo mecánico total (Wtot) y Energy Recovery (R)^(6, 7). Todas ellas han sido utilizadas en diferentes poblaciones de pacientes^(5, 9, 10, 11) para discutir la minimización del costo de energía durante el desplazamiento, que es uno de los objetivos fundamentales de la marcha⁽¹⁾. La energía metabólica neta en la marcha puede describirse por unidad de distancia, como costo de transporte, expresado en forma absoluta (Cabs) o, más comunemente, normalizado por la masa corporal (CoT)⁽⁶⁾. Así, el análisis de variables espacio-temporales, energéticas y CoT en la marcha a velocidad autoseleccionada (VA), permite una evaluación mecánico-funcional⁽¹²⁾, que puede contribuir en la definición de tratamientos y procesos de rehabilitación^(5, 9, 11, 13). Dado que los parámetros espacio-temporales y energéticos no presentan diferencias significativas para adultos saludables al caminar en piso o cinta caminadora⁽¹⁴⁾, este tipo de evaluación suele hacerse en cinta⁽¹⁵⁾. Una de las aplicaciones de los análisis de la marcha es llevar a cabo pruebas clínicas en pacientes individuales⁽³⁾. Normalmente, la interpretación de los resultados de tales pruebas se basa en valores de referencia obtenidos de personas sanas⁽³⁾. Estas referencias, en el caso de adultos, abarcan un amplio rango de edad⁽¹⁾. Este es un primer aspecto que puede constituir una fuente de error en las interpretaciones de pruebas clínicas, ya que la variación de los parámetros espacio-temporales entre los 18 y 65 años es discutible^(16, 17). Sin embargo, en adultos mayores se observó un CoT mayor con respecto a jóvenes, sin cambios de la velocidad autoseleccionada⁽¹⁸⁾. Por otra parte, los resultados de varios estudios sugieren que el sobrepeso y la obesidad pueden afectar la energética de la marcha^(19, 20, 21, 22), alterando en algunos casos el CoT y Wint en⁽²¹⁾. Este es un segundo factor que podría influir en la interpretación de los resultados de pruebas clínicas que incluyan variables mecánicas en pacientes uruguayos, especialmente si ellas se basan en valores obtenidos con personas cuyos niveles de IMC⁽²³⁾, difieren de los del paciente analizado. En otro orden, la obtención de variables energéticas requiere del modelado del cuerpo a partir de la posición de marcadores ubicados en su superficie⁽⁶⁾. Durante las pruebas clínicas de marcha se utilizan mayoritariamente modelos convencionales basados en ecuaciones de regresión^(24, 25, 26), las cuales se ha indicado que no resultan satisfactorias para

la determinación del centro de la articulación de la cadera en adultos saludables⁽²⁷⁾. Esta puede ser una fuente de error importante, ya que el centro articular de la cadera es utilizado para definir los centros de articulaciones más distales, los que a su vez permiten definir los segmentos de miembros inferiores cuando se utiliza el Plug-In-Gait Biomechanical Modeller 1.7 de Vicon Motion Systems (Oxford Metrics Ltd), que es el sistema habitualmente utilizado por los laboratorios de biomecánica a nivel nacional. La determinación precisa de la posición de esos segmentos es determinante para el cálculo de Wint, y para la posición del centro de masa corporal (CoM), en la cual se basan los cálculos de Wext y R. Una alternativa, es utilizar un modelo más simple constituido por 18 marcadores, que ha probado ser más preciso en la determinación del centro de masa corporal a partir de 11 segmentos^(28, 29). En base a lo expuesto, este trabajo tiene dos objetivos: a) obtener valores espacio-temporales y energéticos utilizando un modelo de 18 marcadores y CoT durante la marcha a velocidad autoseleccionada en cinta caminadora para adultos saludables uruguayos; b) evaluar si el IMC y la edad pueden ser factores de confusión en la interpretación de una evaluación mecánico-funcional en cinta caminadora en pacientes adultos uruguayos.

MATERIALES Y MÉTODOS

PARTICIPANTES

Veintiocho adultos saludables (edad: 39,3 ± 14,8 años, peso: 75,9 ± 12,5 kg, altura: 1,74 ± 0,09 m, IMC 25,2 ± 4,06, 17 de sexo biológico masculino y 11 femenino) participaron de este estudio. Se consideraron los siguientes criterios de inclusión:

- Adultos de ambos sexos entre 18 y 64 años de edad.
- Sin dolor muscular, afecciones cardiovasculares, enfermedades neuromusculares, afecciones visuales o cualquier condición que pudiera alterar su patrón de marcha o metabolismo.
- Sin ingesta de neurolépticos y/o benzodiacepinas que afecten la marcha.
- Familiarizados con el uso de la cinta caminadora.

Los participantes firmaron un consentimiento informado por escrito, según la Declaración de Helsinki. El proyecto fue aprobado por el Comité de Ética del Centro Universitario Regional Litoral Norte, Universidad de la República.

PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

Se colocaron marcadores reflectantes en los centros articulares principales para definir 11 segmentos en base a los cuales reconstruir los movimientos 3D⁽²⁸⁾ y se equiparon los sujetos con metabógrafo portátil (K5, Cosmed, Italia). Se registró el consumo de oxígeno ($\dot{V}O_2$) en reposo en posición vertical durante 5 min, que representa la línea base de $\dot{V}O_2$ (mlO₂/kg.min). Los participantes se desplazaron durante 5 minutos en una cinta caminadora (T2100, General Electric, EEUU) a su VA. Se obtuvieron datos cinemáticos mediante 8 cámaras

Bonita a 100 Hz utilizando el software Nexus 2.5 (Vicon Motion System, Oxford, Reino Unido) y se midieron los intercambios de gases respiratorios durante los cinco minutos de marcha.

PROCESAMIENTO DE DATOS Y CÁLCULO DE VARIABLES

Las variables espacio-temporales y energéticas se calcularon con el valor promedio de 10 ciclos de marcha consecutivos. Se seleccionaron los ciclos más cercanos al final de la recopilación de datos para garantizar el estado metabólico estable.

VARIABLES ESPACIO-TEMPORALES

La VA correspondió a la velocidad que los participantes desarrollaron en la cinta con comodidad. La frecuencia de cada ciclo (FC) se estimó como el recíproco de la duración del ciclo, calculada utilizando la posición vertical del marcador del talón de la pierna derecha. La longitud del ciclo (LC) se calculó multiplicando la duración por la velocidad de la cinta.

VARIABLES ENERGÉTICAS

Las posiciones del CoM, se calcularon como la media ponderada de los centros de masa de los 11 segmentos corporales considerados, los cuales se determinaron utilizando tablas antropométricas de Dempster⁽³⁰⁾. Las velocidades y, en consecuencia, las energías cinéticas 3D asociadas con cada eje (Ekx, Eky, Ekz), se derivaron de la trayectoria del CoM, mientras que el curso temporal de la energía potencial (Ep) se calculó a partir de su posición en el eje vertical. El trabajo mecánico vertical (Wv), realizado para elevar el CoM, se obtuvo de la suma de los incrementos en el tiempo de Ep + Ekz⁽³¹⁾. El trabajo realizado para acelerar el CoM en el plano transversal (horizontal) (Wh), se calculó como la suma de los incrementos de Ekx + Eky⁽³¹⁾. El trabajo externo (Wext) se obtuvo por la suma de los incrementos de la energía resultante de la suma de Ep + Ekx + Eky + Ekz⁽³¹⁾. El trabajo interno (Wint) se calculó como la suma de los incrementos de energía interna (Einterna)⁽³²⁾, definido de la siguiente manera:

$$E_{interna} = \frac{1}{2} m_i V_x^2 + \frac{1}{2} m_i V_z^2 + m_i K^2 \omega^2$$

donde Vy y Vz son las componentes anteroposterior y vertical de la velocidad de cada segmento corporal i respecto al CoM, mi es la masa de cada segmento, ωi es la velocidad angular de cada segmento i y K es el radio de giro de cada segmento i. Einterna de las mismas extremidades se sumó asumiendo transferencia de energía. Wtot se calculó como la suma de Wext y Wint. Todos los trabajos mecánicos se expresaron por unidad de masa y unidad de distancia (J/kg.m). El desfase entre las curvas de los cursos temporales de Ep + Ekz y de Ekx + Eky determina que la suma de |Wv| + |Wh| es mayor que Wext⁽³³⁾, en base a ello se determinó R según la relación⁽³³⁾:

$$R = ((Wv + Wh - Wext) / (Wv + Wh)) \times 100$$

ANÁLISIS METABÓLICO Y COT

Debido a la curva de crecimiento del consumo de oxígeno durante un ejercicio aeróbico, se descartaron los primeros minutos de registro, y se calculó el promedio de VO₂ y de el cociente respiratorio (RQ) en el último minuto de cada prueba. El VO₂ neto se obtuvo restando de este promedio el valor de VO₂ obtenido en reposo. Para pasar de valores volumétricos a energéticos se utilizó un factor de conversión (mlO₂ a J) según una tabla basada en el valor de RQ^(34, 35). Convirtiendo el tiempo (de min a s) y dividiendo por la velocidad de marcha (m/s) se obtuvieron finalmente los valores del Cabs (J/m) y de CoT (J/kg.m).

ANÁLISIS DE DATOS

Los valores (media ± DE) del conjunto de voluntarios fueron divididos por edad e IMC. Considerando la edad, el grupo se dividió entre adultos jóvenes 18 a 44 (n=17) años y adultos de mediana edad 45 a 64 años (n=11)^(36, 37). Para visualizar los efectos del IMC se consideraron dos rangos de manera de incluir los voluntarios con sobrepeso y obesidad tipo I y II (25 ≤ IMC ≤ 39,9) en un único grupo (n=11) y los de peso normal (18,5 ≤ IMC ≤ 24,9) en el otro grupo (n=17)⁽²³⁾. Se evaluó el ajuste a normalidad mediante test de Shapiro-Wilk y homogeneidad de varianzas con test de Levene. Las diferencias entre los grupos se analizaron mediante test de t Welch y el tamaño del efecto con valor absoluto de d de Cohen. El tamaño del efecto se consideró insignificante (<0,2), pequeño (0,2-0,5), moderado (0,5-0,8) y grande (≥0,8)⁽³⁸⁾. La significancia estadística se estableció en p≤0,05. Todos los análisis se realizaron con JASP versión 0.9.0.1.

RESULTADOS

Los valores obtenidos para cada una de las variables analizadas considerando todo el grupo de sujetos analizados se presentan en la **Tabla 1**. Los valores y su comparación considerando rango de edad e IMC son presentados en las **Tablas 2 y 3** respectivamente.

Tabla 1. Resultados, media (DE), para todas las variables analizadas tomando en cuenta todo el grupo de sujetos analizados (n=28)

VA (m/s)	FC (1/s)	LC (m)	Wext (J/Kg.m)	Wint (J/Kg.m)	Wtot (J/Kg.m)	R (%)	CoT (J/Kg.m)	Cabs (J/m)
1,10 (0,25)	0,9 (0,07)	1,23 (0,25)	0,36 (0,10)	0,25 (0,12)	0,61 (0,16)	48,3 (17,2)	2,50 (0,72)	185,7 (56,6)

Fuente: elaboración propia

Tabla 2. Resultados de las comparaciones para todas las variables considerando la edad

Variables (unidad)	Adultos jóvenes media (DE)	Adultos de mediana edad Media (DE)	p valor	d Cohen
VA (m/s)	1,19 (0,20)	0,97 (0,26)	0,03*	0,97
FC (1/s)	0,89 (0,08)	0,91 (0,05)	0,6	-0,20
LC (m)	1,33 (0,16)	1,07 (0,28)	0,01*	1,15
Wext (J/Kg.m)	0,31 (0,08)	0,44 (0,08)	< 0,001*	-1,50
Wint (J/Kg.m)	0,25 (0,11)	0,24 (0,13)	0,71	0,15
Wtot (J/Kg.m)	0,57 (0,16)	0,67 (0,15)	0,08	-0,70
R (%)	54,4 (17,9)	39,0 (11,3)	0,009*	1,03
CoT (J/Kg. m)	2,36 (0,61)	2,76 (0,88)	0,28	-0,53
Cabs (J/m)	168,7 (45,5)	217,5 (64,3)	0,083	-0,88

Las diferencias significativas son indicadas con*

Fuente: elaboración propia

Tabla 3. Resultados de las comparaciones para todas las variables considerando el IMC

Variables (unidad)	18,5≤IMC<24,9 media (DE)	25≤IMC<39,9 media (DE)	p valor	d Cohen
VA (m/s)	1,16 (0,21)	1,02 (0,28)	0,19	0,55
FC (1/s)	0,89 (0,02)	0,90 (0,02)	0,65	-0,17
LC (m)	1,30 (0,20)	1,13 (0,29)	0,11	0,68
Wext (J/Kg.m)	0,34 (0,08)	0,40 (0,12)	0,21	-0,52
Wint (J/Kg.m)	0,26 (0,11)	0,22 (0,13)	0,36	0,37
Wtot (J/Kg.m)	0,60 (0,14)	0,62 (0,20)	0,87	-0,07
R (%)	49,7 (17,0)	46,2 (18,1)	0,61	0,20
CoT (J/Kg. m)	2,63 (0,47)	2,29 (0,99)	0,36	0,44
Cabs (J/m)	179,8 (41,5)	194,9 (76,4)	0,60	-0,25

Las diferencias significativas son indicadas con*

Fuente: elaboración propia

DISCUSIÓN

En este trabajo nos planteamos a) obtener valores para variables espacio-temporales, energéticas y CoT durante la marcha a velocidad autoseleccionada en cinta caminadora para adultos saludables uruguayos utilizando un abordaje que permite minimizar los errores de cálculo y b) evaluar si el IMC y la edad pueden resultar factores de confusión en la interpretación de evaluaciones mecánico-funcionales en base a las variables consideradas. Se obtuvieron valores de referencia que presentan algunas diferencias respecto a la bibliografía y en términos generales los resultados sugieren que tener en cuenta si el adulto evaluado es mayor o menor de 45 años, puede contribuir a una interpretación más precisa en este tipo de evaluaciones. En cuanto a las variables espacio-temporales, los valores de velocidad autoseleccionada desarrolladas por los voluntarios en este estudio, estuvieron por debajo de los reportados en otros análisis con cinta caminadora para adultos jóvenes^(15, 16, 39). Además, los adultos de mediana edad caminaron con una velocidad significativamente menor a la del grupo de adultos jóvenes, mientras que la comparación considerando el IMC no mostró diferencias. Lo primero discrepa con investigaciones anteriores que no encontraron diferencias significativas en la velocidad de marcha al comparar adultos jóvenes y

adultos mayores en cinta caminadora^(15, 16). El valor registrado para el grupo de adultos de mediana edad en este estudio, resulta particularmente llamativo ya que se encuentra por debajo del rango indicado para adultos asintomáticos (1,04 a 1,60 m/s)⁽⁴⁰⁾. Este resultado apoya la idea de que factores demográficos y antropométricos pueden influir sobre algunas de las variables espacio temporales consideradas en pruebas clínicas⁽⁴⁰⁾. Así, debería tenerse precaución en la identificación de desviaciones en el patrón de la marcha durante pruebas clínicas realizadas en cinta caminadora cuando los pacientes son mayores de 45, ya que estas podrían estar asociadas tanto con la patología como la diferencia en la velocidad con la que este grupo de sujetos se desplaza⁽⁴¹⁾. De hecho, uno de los pocos estudios en los que la media de la población estudiada estuvo dentro del rango considerado de mediana edad, indicó que la velocidad al caminar tiene efectos considerables sobre ángulos articulares y fuerzas de reacción del suelo⁽⁴²⁾. La disminución de la velocidad se puede explicar por un cambio en FC, en LC o en ambos^(2, 6). En nuestro estudio los valores de FC para el análisis de todos los voluntarios sin discriminación y para todos los grupos estuvo en el entorno de los valores reportados en estudios previos^(15, 16, 39). La situación es semejante para LC si se considera la totalidad de los datos^(15, 16, 39), sin embargo los valores para los grupos de adultos jóvenes y de adultos con masa corporal normal fueron comparables a los de algunos estudios previos⁽³⁹⁾. De manera que, la diferencia en VA en cinta observada para el grupo de adultos de mediana edad respecto a los jóvenes se explica principalmente por su menor LC, es decir dan pasos significativamente más cortos mientras que la frecuencia se mantiene. Esto constituye una característica de la marcha de los adultos de mediana edad estudiados que los diferencia del grupo de adultos jóvenes y también de los adultos mayores (más de 65 años), quienes tienden a caminar a FC más altas⁽¹⁶⁾. El comportamiento observado para las variables espacio-temporales, puede explicar los registros obtenidos para algunas de las variables energéticas. Para este grupo de variables al considerar el grupo en su conjunto nuestros resultados se alinean completamente con el rango documentado para sujetos adultos sanos a una velocidad autoseleccionada para Wext^(6, 7, 43), Wint⁽⁴⁴⁾ y Wtot^(6, 43), estando un poco por debajo para R^(6, 7). El Wext fue significativamente mayor en el grupo de mediana edad lo que determinó una variación proporcional en R que resultó significativamente menor en este grupo. Esto sugiere que durante la marcha en cinta caminadora existe un compromiso mayor en la eficiencia de la mecánica pendular en este grupo de sujetos^(11, 13, 32). Finalmente, durante la marcha el CoT muestra una respuesta en "forma de U" en función de la velocidad, con un mínimo de aproximadamente 2 J/kg.m a velocidades que oscilan entre 1,1 y 1,4 m/s en piso^(6, 7). Aunque trabajos donde se ha comparado el CoT en cinta caminadora respecto a piso indican que CoT es mayor en cinta caminadora, en particular

si se camina autoseleccionando la velocidad en la cinta, como ocurrió en nuestro estudio, y no ajustando ésta a la velocidad autoseleccionada en piso^(45, 46). Nuestros resultados para CoT al considerar no apoyan esa idea y además no se observaron diferencias entre grupos con ambos criterios considerados. En los adultos de mediana edad se observó un CoT un poco más alto que en los adultos jóvenes, lo que indica que hay una tendencia similar a la reportada en estudios previos⁽¹⁸⁾. En ese trabajo la comparación fue entre jóvenes y adulto mayores, y el CoT resultó significativamente superior en este último grupo⁽¹⁸⁾. El IMC generalmente no influye sobre el CoT de la marcha⁽²¹⁾. Sin embargo la normalización por la masa puede, en este caso, afectar la comparación, y se han reportado valores significativamente mayores en personas con sobrepeso respecto a personas con peso normal, cuando el costo metabólico era expresado en valores absolutos⁽²¹⁾. En la presente investigación se observó una inversión de tendencia al pasar de CoT a Cabs, pero siempre sin diferencias estadísticamente significativas. Como tampoco se observaron cambios significativos entre grupos en Wtot, en caso de estimarse la eficiencia^(6, 7) en adultos uruguayos de cualquier edad estos valores se pueden comparar con las referencias para eficiencia presentes en la literatura.

CONCLUSIONES

Los resultados de este estudio sugieren que los adultos saludables uruguayos durante la marcha en cinta caminadora presentan diferencias en varias medidas, espacio-temporales, energéticas respecto a los valores que presenta la literatura. La marcha de los adultos jóvenes y de mediana edad uruguayos presenta diferencias significativas en la VA, LC Wext y R, por lo que el rango de edad es un factor a considerar en pruebas clínicas donde estas variables sean cuantificadas. El IMC no es un factor que altere significativamente la VA, el LC, la FC, las variables energéticas y el CoT de la marcha en cinta caminadores en adultos saludables uruguayos.

AGRADECIMIENTOS:

Esta investigación ha sido desarrollada en el marco del proyecto FCE_3_2020_1_162513 aprobado por la ANII en la convocatoria Fondo Clemente Estable 2020 y financiado con fondos del BSE.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

- Perry J. *Análise de Marcha*. San Pablo: Prima Producción Editorial; 2005.
- Willems PA, Schepens B, Detrembleur C. Marcha normal. *EMC-Kinesiterapia-Med Física*. 2012;33(2):1-29.
- Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil*. 2006;3-4.
- Fábrica CG, Peña I, Silva V, Ramos V. Aprovechamiento de energía, cinemática y estabilidad en la marcha de un amputado transfemoral sin abordaje de rehabilitación. *Rev Fac Med Univ Nac Colomb*. 2018;66(1):59-68.
- Fábrica G, Jerez-Mayorga D, Silva-Pereyra V. Pendular energy transduction in the different phases of gait cycle in post-stroke subjects. *Hum Mov Sci*. 2019;66:521-528.
- Saibene F, Minetti AE. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur J Appl Physiol*. 2003;88:297-316.
- Peyré-Tartaruga LA, Dewolf AH, di Prampero PE, et al. Mechanical work as a (key) determinant of energy cost in human locomotion: recent findings and future directions. *Exp Physiol*. 2021;1-12.
- Detrembleur C, Dierick F, Stoquart G, Chantraine F, Lejeune T. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait Posture*. 2003;18:47-55.
- Detrembleur C, Vanmarsenille JM, De Cuyper F, Dierick F. Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. *Gait Posture*. 2005;21:333-340.
- 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;12:12-24.
- Bona RL, Gomeñuka NA, Storniolo JLL, Bonezi A, Biancardi CM. Self-selected walking speed in individuals with transfemoral amputation: recovery, economy and rehabilitation index. *Eur J Physiother*. 2019;22:133-140.
- Peyré-Tartaruga LA, Coertjens M. Locomotion as a powerful model to study integrative physiology: Efficiency, economy, and power relationship. *Front Physiol*. 2018;9:1789.
- Bona RL, Bonezi A, Da Silva PF, et al. Effect of walking speed in heart failure patients and heart transplant patients. *Clin Biomech*. 2017;42:85-91.
- Semaan MB, Wallard L, Ruiz V, et al. Is treadmill walking biomechanically comparable to overground walking? A systematic review. *Gait Posture*. 2022;92:249-257.
- Riley PO, Paolini G, Della Croce U, Paylo KW, Kerrigan DC. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture*. 2007;26:17-24.
- Malatesta D, Canepa M, Menendez Fernandez A. The effect of treadmill and overground walking on preferred walking speed and gait kinematics in healthy, physically active older adults. *Eur J Appl Physiol*. 2017;117:1833-1843.
- Herssens N, Verbecque E, Hallemans A, et al. Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults? A systematic review. *Gait Posture*. 2018;64:181-190.
- Mian OS, Thom JM, Ardigo LP, Narici MV, Minetti AE. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiol*. 2006;186(2):127-139.
- Browning RC, Baker EA, Herron JA, Kram R. Effects of obesity and sex on the energetic cost and preferred speed of walking. *J Appl Physiol*. 2006;100:390-398.
- Malatesta D, Vismara L, Menegoni F, Galli M, Romei M, Capodaglio P. Mechanical external work and recovery at preferred walking speed in obese subjects. *Med Sci Sports Exerc*. 2009;41:426-434.
- Browning RC. Locomotion mechanics in obese adults and children. *Curr Obes Rep*. 2012;1:152-159.
- Fernández Menéndez A, Saubade M, Millet GP, Malatesta D. Energy-saving walking mechanisms in obese adults. *J Appl Physiol*. 2019;126:1250-1258.
- Walpole SC, Prieto-Merino D, Edwards P, et al. The weight of nations: an estimation of adult human biomass. *BMC Public Health*. 2012;12:439.
- Bell AL, Brand RA, Pedersen DR. Prediction of hip joint centre location from external landmarks. *Hum Mov Sci*. 1989;8:3-16.
- Bell AL. A comparison of the accuracy of several hip centre location

- prediction methods. *J Biomech.* 1990;23:617–621.
26. Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci.* 1991;10:575–587.
27. Leardini A, Cappozzo A, Catani F, et al. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *J Biomech.* 1999;32:99–103.
28. Minetti AE, Ardigò LP, Saibene F. Mechanical determinants of gradient walking energetics in man. *J Physiol.* 1993;471:725–735.
29. Pavei G, Seminati E, Cazzola D, Minetti AE. On the estimation accuracy of the 3D body center of mass trajectory during human locomotion: inverse vs. forward dynamics. *Front Physiol.* 2017;8:129.
30. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.* Wiley; 2009.
31. Willems PA, Cavagna GA, Heglund NC. External, internal and total work in human locomotion. *J Exp Biol.* 1995;198(Pt 2):379–393.
32. Cavagna GA. *Physiological aspects of legged terrestrial locomotion.* Springer; 2017.
33. Cavagna GA, Kaneko M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J Physiol.* 1977;268(2):647–81.
34. Cavagna GA, Thys H, Zamboni A. The sources of external work in level walking and running. *J Physiol.* 1976;262(3):639–657.
35. Di Prampero PE. *La locomozione umana su terra, in acqua, in aria: fatti e teorie.* Edi- Ermes; 2015.
36. Zajacova A, Montez JK. Explaining the increasing disability prevalence among mid- life US adults, 2002 to 2016. *Soc Sci Med.* 2018;211:1–8.
37. Brown RT, Covinsky KE. Moving prevention of functional impairment upstream: is middle age an ideal time for intervention? *Womens Midlife Health.* 2020;6:4.
38. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioural sciences.* 2nd ed. Lawrence Erlbaum Associates; 1988.
39. Watt JR, Franz JR, Jackson K, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2010;25:444–9.
40. Moissenet F, Leboeuf F, Armand S. Lower limb sagittal gait kinematics can be predicted based on walking speed, gender, age and BMI. *Sci Rep.* 2019;9:9510.
41. Stouart G, Detrembleur C, Lejeune T. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiol Clin.* 2008;38:105–116.
42. Guzelbulut K, Suzuki K, Shimono S. Singular value decomposition-based gait characterization. *Heliyon.* 2022;8:e12006.
43. Minetti AE, Capelli C, Zamparo P, di Prampero PE, Saibene F. Effects of stride frequency on mechanical power and energy expenditure of walking. *Med Sci Sports Exerc.* 1995;27:1194–1202.
44. Nardello F, Ardigò LP, Minetti AE. Measured and predicted mechanical internal work in human locomotion. *Hum Mov Sci.* 2010;30(1):90–104.
45. Dal U, Erdogan T, Resitoglu B, Beydagi H. Determination of preferred walking speed on treadmill may lead to high oxygen cost on treadmill walking. *Gait Posture.* 2010;31:366–369.
46. Martin JP, Li Q. Overground vs. treadmill walking on biomechanical energy harvesting: An energetics and EMG study. *Gait Posture.* 2017;52:124–128.

Nota del editor: El editor responsable por la publicación de este artículo es Hamlet Suárez.

Nota de los autores: Los autores de este trabajo declaran no tener conflictos de interés. El estudio ha sido desarrollado en el marco de un proyecto financiado por ANII en el marco del proyecto FCE_3_2020_1_162513 aprobado en la convocatoria Fondo Clemente Estable 2020 con fondos del BSE.

Nota de contribución autoral: Conceptualización: Gabriel Fábrica. Curación de datos: Carol Torres, Germán Pequera, Análisis Formal: Carol Torres, Germán Pequera, Gabriel Fábrica. Adquisición de Financiación: Gabriel Fábrica. Investigación: Carol Torres, Carlo Biancardi, Gabriel Fábrica. Metodología: Gabriel Fábrica, Carlo Biancardi, Administración del proyecto: Gabriel Fábrica. Recursos: Carol Torres. Software: Carol Torres, Carlo Biancardi, Germán Pequera, Gabriel Fábrica. Supervisión: Gabriel Fábrica. Validación: Carol Torres, Carlo Biancardi. Visualización: Carol Torres, Carlo Biancardi, Gabriel Fábrica. Escritura de borrador original: Carol Torres, Gabriel Fábrica. Escritura revisión y edición: Carol Torres, Carlo Biancardi, Germán Pequera, Gabriel Fábrica.

Nota de disponibilidad de datos: El conjunto de datos completos que apoya los resultados de este estudio se encuentra disponible en: <https://doi.org/10.5281/>