

Informe final publicable de proyecto

Eficiencia mecánica, estabilidad y su relación con variables utilizadas en evaluaciones clínicas de la marcha en diferentes velocidades y grupos etarios.

Código de proyecto ANII: FCE_3_2020_1_162513

Fecha de cierre de proyecto: 01/03/2024

FÁBRICA BARRIOS FÁBRICA, Carlos (Responsable Técnico - Científico)

BONA, Renata Lúsa (Investigador)

SILVA PEREYRA, Adriana Valentina (Investigador)

UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA. FACULTAD DE MEDICINA (Institución Proponente) \\
UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA. CENTRO UNIVERSITARIO REGIÓN LITORAL NORTE \\
UNIVERSIDAD DE LA REPÚBLICA. FACULTAD DE MEDICINA

Resumen del proyecto

Se determinaron variables asociadas con la evaluación mecánico-funcional en diferentes grupos etarios (niños, adultos jóvenes, adultos de mediana edad y adultos mayores) durante la marcha en cinta caminadora a diferentes velocidades. Adicionalmente, en base a observaciones realizadas al inicio del proyecto se realizó una comparación de la marcha con técnica de tango respecto a la marcha autoseleccionada en piso. La metodología se basó en el análisis del movimiento 3D, evaluación del consumo de oxígeno y aplicación de modelos teóricos. Los resultados obtenidos permitieron hasta el momento el diseño de tres comunicaciones. En la primera de ellas se discuten las variables espacio-temporales, energéticas y costo de transporte durante la velocidad autoseleccionada en cinta caminadora para una muestra representativa de adultos uruguayos y se evalúa si diferentes rangos de edades e IMC pueden ser factores a tener en cuenta en la interpretación de pruebas clínicas. En un segundo trabajo se analizaron las posibles causas para las diferencias observadas en la población de adultos de mediana edad. En el tercero se evalúa el efecto de la marcha al estilo tanguero en la mecánica y energética de la marcha, a los efectos de discutir su potencial utilidad como estrategia de rehabilitación. Los resultados obtenidos constituyen valores de referencia a nivel nacional para la evaluación mecánico-funcional de la marcha en cinta caminadora. Muestran que la población estudiada presenta diferencias en algunas variables respecto a los datos de la bibliografía. Sugieren que considerar dos rangos de edad para los adultos menores de 65 años, puede ser un factor de importancia a considerar durante la realización de pruebas clínicas y muestran los cambios que implica caminar en estilo tanguero sobre la trayectoria del centro de masa y el gasto energético.

Ciencias Médicas y de la Salud / Otras Ciencias Médicas / Otras Ciencias Médicas / Biomecánica, estudio del movimiento humano

Palabras clave: Biomecánica / Locomoción / Marcha /

Introducción

Una marcha saludable está estrechamente asociada con la calidad de vida de las personas (Perry, 2005). La marcha humana puede describirse como una serie de movimientos repetitivos para desplazarse cumpliendo dos objetivos fundamentales; ser eficiente (optimizar el costo metabólico) y mantener la estabilidad (Perry, 2005; Baker, 2006; Hak, 2013). El ciclo de marcha, es la unidad habitual para definir medidas que permiten realizar una evaluación biomecánica (Perry, 2005, Willems et al., 2012). Numerosas técnicas, entre las que se destaca la reconstrucción tridimensional del movimiento (Baker, 2006; Willems et al., 2012), se utilizan para el análisis clínico de la marcha. Este tipo de enfoque puede tener un impacto positivo a la hora de tomar decisiones quirúrgicas y el planeamiento de tratamientos (Olney, 1998; Perry & Burnfield, 2010; Willems et al., 2012). Sin embargo, aún no se cuenta con parámetros biomecánicos cuantitativos que permitan evaluar los objetivos y tareas durante las diferentes fases de la marcha (Kuo & Donelan, 2010; Fábrika et al., 2019), así como la relevancia de los cambios en las acciones de segmentos y articulaciones sobre dichos objetivos y tareas. Además, el efecto de factores demográficos como el IMC y el rango de edad y cambios de patrón asociados con factores culturales no han sido analizados en profundidad.

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 (Perry, 2005, Baker, 2006; Willems et al., 2012; Fábrika et al., 2019). Por su parte, otro conjunto de variables permite analizar lo que Willems et al., (2012), denominó "el mecanismo de la marcha". Esas variables a veces denominadas energéticas (Fábrika et al., 2019) son; trabajo mecánico externo (W_{ext}), trabajo mecánico interno (W_{int}), trabajo mecánico total (W_{tot}) y Energy Recovery (R) (Saibene & Minetti, 2003; Peyré-Tartaruga et al., 2021). Todas ellas han sido utilizadas en diferentes poblaciones de pacientes para discutir la minimización del costo de energía durante el desplazamiento (Detrembleuret et al., 2005; Farris et al., 2015; Bona et al., 2017; Bona et al., 2019; Fábrika et al., 2019). La energía metabólica neta en la marcha puede describirse por unidad de distancia, como costo del transporte, expresado en forma absoluta (C_{abs}) o, más comunemente, normalizado por la masa corporal (CoT) (Saibene & Minetti, 2003). Así, el análisis de variables espacio-temporales, energéticas y CoT en la marcha a velocidad autoseleccionada (VA), permite una evaluación mecánico-funcional (Peyré-Tartaruga & Coertjens, 2018), que puede utilizarse en pruebas clínicas para contribuir en la definición de tratamientos y procesos de rehabilitación (Bona et al., 2017; Bona et al., 2019; Fábrika et al., 2019; Peyré-Tartaruga et al., 2021). Dado que los parámetros espacio-temporales y energéticos no presentan diferencias significativas para adultos saludables al caminar en piso o cinta caminadora

(Semaan et al., 2022), este tipo de evaluación suele hacerse en cinta (Rilley et al., 2007).

Normalmente, la interpretación de los resultados de pruebas clínicas se basa en valores de referencia obtenidos de personas sanas (Baker, 2006). Estas referencias, en el caso de adultos, abarcan un amplio rango de edad (Perry, 2005). 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 (Malatesta et al., 2017; Herssens et al., 2018). Sin embargo, en adultos mayores se observó un CoT mayor con respecto a jóvenes, sin cambios de la velocidad autoseleccionada (Mian et al., 2006). Por otra parte, los resultados de varios estudios sugieren que el sobrepeso y la obesidad pueden afectar la energética de la marcha (Browning et al., 2006; Malatesta et al., 2009; Browning, 2012; Fernández Menéndez et al., 2019), alterando en algunos casos el CoT y Wint en (Browning, 2012). 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 (Walpole et al., 2012), difieren de los del paciente analizado. De esta manera el rango de edad y el IMC pueden ser factores demográficos a considerar en la obtención de valores de referencia para una evaluación mecánico funcional.

Por otra parte, aunque los antropólogos biológicos han enfatizado cómo los factores culturales, ambientales y fisiológicos interactúan para dar forma a la variación en los patrones de movimiento del cuerpo humano (Lieberman, 2015; Wallace et al., 2018; Lieberman et al., 2020). Los biomecánicos, los fisiólogos comparativos o los patólogos de la locomoción hasta ahora no han centrado su atención en estas relaciones. En este contexto, resulta de particular interés la marcha al estilo tango, ya que la práctica de esta danza ha sido como una forma alternativa de ejercicio para mejorar el equilibrio, la marcha y la calidad de vida en sujetos con alteraciones que afectan su locomoción (Rabinovich et al., 2019). Bailar tango requiere como base caminar al compás, con cadencia y elegancia, pisando los tiempos, y haciendo todo ello con la misma soltura con la que caminamos por la calle (Laguna, 2020). Este baile está claramente definido por la acción de caminar, y uno de los objetivos iniciales al iniciar las clases de Tango es aprender a caminar al estilo del tango. Esto implica llevar el eje del cuerpo hacia adelante, tener una marcada continuidad de apoyos continuidad e intentar mantener la simetría a pesar del abrazo. Se ha indicado que se requieren mayores rangos de movimiento de la pelvis en el plano transversal y mayor flexión de la rodilla durante el apoyo que en la marcha normal. Estos aspectos pueden implicar cambios en la mecánica y economía de la marcha (Willems et al., 2012), cuyo conocimiento es relevante para el uso del tango en diferentes poblaciones de pacientes. Sin embargo, aunque existe algún análisis biomecánico de la marcha del tango (Laguna, 2020), hasta ahora, el análisis de la marcha del tango no ha sido abordado desde una perspectiva energética con su contraparte metabólica como se ha discutido en muchas otras situaciones de la marcha (Saibene & Minetti, 2003).

Este proyecto tuvo como objetivo general analizar variables cuantitativas que permitan evaluar la eficiencia mecánica, estabilidad y valores espacio-temporales utilizados habitualmente en las evaluaciones clínicas y determinar sus asociaciones en diferentes fases y tareas dentro del ciclo de marcha en diferentes grupos etarios a diferentes velocidades. Durante el desarrollo del mismo se ha cumplido este objetivo y además se han definido estudios puntuales que condujeron hasta el momento al desarrollo de tres comunicaciones. En la primera se discute el efecto del rango de edad y el IMC, en la segunda se analizan posibles causas para las diferencias que se observan en algunas variables espacio-temporales y energéticas en adultos de mediana edad y en la tercera se realiza una descripción de los cambios que implica la marcha en el estilo tango.

Metodología/diseño del estudio

Se realizó un proyecto de investigación básica Se trata de un estudio analítico, observacional y transversal (Argimon Pallas, 2004), donde la muestra fue obtenida por conveniencia. La metodología incluye análisis de movimiento a partir de registros de imágenes, registros de VO₂ y aplicación de modelos teóricos. Toda la fase experimental se llevó adelante en el LIBIAM, CENUR LN.

A cada voluntario se le colocaron colocaron marcadores reflectantes en los centros articulares principales para definir 11 segmentos en base a los cuales reconstruir los movimientos 3D (Minetti et al., 1993) y se equiparon los sujetos con metabógrafo portátil (K5, Cosmed, Italia). Se registró el consumo de oxígeno (?VO₂) en reposo en posición vertical durante 5 min, que representa la línea base de ?VO₂ (mlO₂/kg.min). Para los estudios en cinta se utilizó una cinta caminadora (T2100, General Electric, EEUU). Los voluntarios desarrollaron tanto en los estudios en cinta como en piso su velocidad autoseleccionada. 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 en cinta o piso.

Las variables fueron calculadas 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.

El procesamiento de datos y cálculo de variables se realizó mediante programas personalizados escritos en LabView (versiones 2.0–7.1, National Instruments, Austin, EE. UU.) o en Matlab R2018a® (Mathworks, Inc.).

Para las comunicaciones desarrolladas hasta el momento se determinaron las siguientes variables:

a) variables espacio-temporales:

Velocidad media de avance autoseleccionada (VA); Valor medio de la velocidad del ciclo del centro de masas en la dirección de avance para estudios en piso o velocidad de la cinta en el caso de estudio en cinta caminadora. 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. Tiempo de ciclo (Ct); Tiempo en segundos desde el golpe del talón derecho hasta el momento del despegue. Duty Factor (DF) (tiempo de contacto / Ct).

b) variables energéticas:

Las posiciones del centro de masa corporal (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 (Winter, 2009). Las velocidades y, en consecuencia, las energías cinéticas 3D asociadas con cada eje (E_{kx}, E_{ky}, E_{kz}), se derivaron de la trayectoria del CoM, mientras que el curso temporal de la energía potencial (E_p) se calculó a partir de su posición en el eje vertical. El trabajo mecánico vertical (W_v), realizado para elevar el CoM, se obtuvo de la suma de los incrementos en el tiempo de E_p + E_{kz} (Willems, et al., 1995). El trabajo realizado para acelerar el CoM en el plano transversal (horizontal) (W_h), se calculó como la suma de los incrementos de E_{kx} + E_{ky} (Willems et al., 1995). El trabajo externo (W_{ext}) se obtuvo por la suma de los incrementos de la energía resultante de la suma de E_p + E_{kx} + E_{ky} + E_{kz} (Willems et al., 1995). El trabajo interno (W_{int}) se calculó como la suma de los incrementos de energía interna (E_{internal}) (Cavagna, 2017), definido de la siguiente manera:

$$E_{\text{internal}} = \frac{1}{2} m_i v_{y2} + \frac{1}{2} m_i v_{z2} + m_i K^2 \omega_i^2$$

donde v_y y v_z son las componentes anteroposterior y vertical de la velocidad de cada segmento corporal i respecto al CoM, m_i es la masa de cada segmento, ω_i es la velocidad angular de cada segmento i y K es el radio de giro de cada segmento i . E_{internal} de las mismas extremidades se sumó asumiendo transferencia de energía. W_{tot} se calculó como la suma de W_{ext} y W_{int}. 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 E_p + E_{kz} y de E_{kx} + E_{ky} determina que la suma de |W_v| + |W_h| es mayor que W_{ext} (Cavagna & Kaneko, 1977), en base a ello se determinó R según la relación (Cavagna & Kaneko, 1977):

$$R = ((W_v + W_h - W_{\text{ext}}) / (W_v + W_h)) \times 100$$

El porcentaje de congruencia de energía mecánica (%Cong) se calculó como el número de fotogramas en los que $d(E_h)/dt$ y $d(E_v)/dt$ tienen signo opuesto dividido por el número total de fotogramas en un ciclo de marcha x 100% (saibene & minetti, 2003).

La recuperación instantánea de energía mecánica (R_{inst}), calculada a partir del valor absoluto de los cambios de energía asociados con E_h, E_v y E_{ext} en intervalos de tiempo iguales durante el período del paso (Cavagna et al., 2002).

Se determinó la trayectoria CoM 3-D en coordenadas locales, con el fin de tener información visual de los cambios producidos en el movimiento de todo el cuerpo al caminar (Minetti, 2009; Minetti et al., 2011).

c) 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 $\dot{V}O_2$ y de el cociente respiratorio (RQ) en el último minuto de cada prueba. El $\dot{V}O_2$ neto se obtuvo restando de este promedio el valor de $\dot{V}O_2$ 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 (Cavagna et al., 1976, di Prampero, 2015). Convirtiendo el tiempo (de min a s) y dividiendo por la velocidad de marcha (m/s) se obtuvieron finalmente los valores de Cabs (J/m) y de CoT (J/kg.m).

En cuanto a los análisis de datos en los estudios realizados en cinta caminadora se reportaron los datos descriptivos (media ± DE) del conjunto de voluntarios y divididos por grupos etarios. Posteriormente estos se analizaron considerando edad e IMC como factores. Considerando la edad, el grupo se dividió entre adultos jóvenes 18 a 44 años y adultos de mediana edad 45 a 64 años (Zajacova & Montez, 2018; Brown & Covinsky, 2020). 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 y los de peso normal (18,5 ≤ IMC < 24,9) en el otro grupo (Walpole et al., 2012). 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).

Por su parte la comparación de la marcha en piso en estilo tango versus la autoselección se utilizó la prueba t de muestras pareadas para comparar las diferencias entre condiciones para todas las variables. Cuando no se cumplió el supuesto de normalidad, se realizó el equivalente no paramétrico, la prueba de rangos con signos de Wilcoxon. La significancia estadística se estableció en $p < 0,05$ y todos los análisis se realizaron con JASP versión 0.9.0.1.

Resultados, análisis y discusión

Los valores de referencia obtenidos media (DE) para los estudios en cinta caminadora fueron:

VA (m/s) = 1,10(0,25)

FC(1/s) = 0,9(0,007)

LC(m)=1,23(0,25)

Wext (J/Kg.m) = 0,36(0,10)

Wint(J/Kg.m) = 0,25(0,12)

Wtot (J/Kg.m) = 0,61(0,16)

R (%)=48,3(17,2)

CoT(J/Kg.m) =2,50(0,72)

Cabs (J/m) =185,7(56,6)

Las comparaciones considerando el IMC no mostraron diferencias significativas para ninguna de las variables analizadas, mientras que las comparaciones considerando los rangos de edades indicaron que los adultos de mediana edad presentan una VA menor ($p=0,03$, d Cohen =0,97), LC menor ($p= 0,01$, d Cohen =1,15), Wext mayor ($p < 0,001$ d Cohen=-1,50) y R menor ($p=0,009$, d Cohen =1,03) en comparación con los adultos jóvenes.

Los valores de referencia obtenidos indican que algunas de las variables para la población analizada no se corresponden con los valores presentados en la bibliografía y 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.

El valor registrado para VA en 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) (Moissenet et al., 2019). Este resultado apoya la idea de que factores demográficos y antropométricos pueden influir sobre algunas de las variables espacio temporales consideradas en pruebas clínicas (Moissenet et al., 2019). 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 (Stoquart et al., 2008).

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 (Malatesta et al., 2017).

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 (Minetti et al., 1995; Saibene & Minetti, 2003; Peyré-Tartaruga et al., 2021), Wint (Nardello et al., 2010) y Wtot (Minetti et al., 1995; Saibene & Minetti, 2003), estando un poco por debajo para R (Saibene & Minetti, 2003; Peyré-Tartaruga et al., 2021,7). 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 (Bona et al., 2017; Cavargna, 2017; Bona et al., 2019).

Finalmente, nuestros resultados para CoT y Cabs no apoyan la idea de un aumento del costo energético en cinta caminadora, en particular si se camina autoseleccionando la velocidad en la cinta, y no ajustando ésta a la velocidad autoseleccionada en piso (Dal et al., 2010; Martin & Lí, 2017). Además, no se observaron diferencias entre grupos con ambos criterios considerados.

Como no se observaron cambios significativos entre grupos en Wtot, para interpretar la eficiencia en pruebas con adultos uruguayos de cualquier edad se pueden considerar las referencias presentes en la literatura.

En cuanto a los resultados del análisis de marcha de tango en relación a marcha autoseleccionada, no se encontraron

diferencias significativas en ninguna de las variables espacio temporales y energéticas. Sin embargo los valores de CoT resultaron significativamente altos ($p < 0.001$) y los de eficiencia significativamente bajos ($p = 0.002$) al caminar con técnica de tango.

Cabe destacar además la variabilidad que presentan la mayoría de los datos asociados a la energética de la locomoción con técnica de tango. En particular, Wint, R, Rinst y %Cong mostraron CV altos (33, 31, 31 y 46 %), que son altos en comparación con los CV observados para las mismas variables a la velocidad autoseleccionada.

Con base en las recomendaciones (variaciones posturales y características de movimiento) requeridas para realizar la caminata de tango nosotros habíamos planteado planteamos la hipótesis de que I) se observarían cambios en CoT y E, y II) Estos cambios podrían explicarse a través de los valores obtenidos. para variables espaciotemporales y energéticas. Los resultados obtenidos confirmaron la hipótesis inicial pero no la segunda.

El hecho que la VA no presentara diferencias es un resultado importante, ya que indica que la música elegida para este estudio (una milonga), sugiere a este ritmo milonga como óptimo para practicar la marcha en el rol de líder.

Conclusiones y recomendaciones

Los resultados de los análisis realizados en cinta caminadora 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.

Los resultados de los análisis realizados para comparar la marcha autoseleccionada con la marcha estilo tango en piso sugieren que:

Caminar con los cambios estéticos que implica el tango en un ritmo de milonga (asociados a velocidades similares a las autoseleccionadas) implica un aumento significativo de la demanda energética. Esta es una consideración inicial importante a tener en cuenta al utilizar el tango como estrategia de rehabilitación.

El análisis de las asimetrías, en conjunto con cambios como el avance del eje corporal, mayor movilidad de la pelvis en el plano transversal y flexión de la rodilla durante el apoyo, puede contribuir a comprender por qué hay un aumento tan significativo en CoT y E en la marcha del tango.

Referencias bibliográficas

- Argimon Pallas, J. M. (2004). *Métodos de investigación clínica y epidemiológica*. Elsevier España.
- Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 3-4.
- Bona, R. L., Bonezi, A., Da Silva, P. F., et al. (2017). Effect of walking speed in heart failure patients and heart transplant patients. *Clinical Biomechanics*, 42, 85–91.
- Bona, R. L., Gomeñuka, N. A., Storniolo, J. L. L., Bonezi, A., & Biancardi, C. M. (2019). Self-selected walking speed in individuals with transfemoral amputation: recovery, economy and rehabilitation index. *European Journal of Physiotherapy*, 22, 133–140.
- Browning, R. C., Baker, E. A., Herron, J. A., & Kram, R. (2006). Effects of obesity and sex on the energetic cost and preferred speed of walking. *Journal of Applied Physiology*, 100, 390–398.
- Browning, R. C. (2012). Locomotion mechanics in obese adults and children. *Current Obesity Reports*, 1, 152–159.
- Cavagna, G. A., Thys, H., & Zamboni, A. (1976). The sources of external work in level walking and running. *Journal of Physiology*, 262(3), 639-657.
- Cavagna, G. A., Kaneko, M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *Journal of Physiology*, 268, 467–481.
- Cavagna, G. A., Willems, P. A., Legramandi, M. A., & Heglund, N. C. (2002). Pendular energy transduction within the step in human walking. *Journal of Experimental Biology*, 205, 3413–3422.
- Cavagna, G. A. (2017). *Physiological aspects of legged terrestrial locomotion*. Springer.
- Dal, U., Erdogan, T., Resitoglu, B., & Beydagi, H. (2010). Determination of preferred walking speed on treadmill may lead to high oxygen cost on treadmill walking. *Gait & Posture*, 31, 366–369.
- Detrembleur, C., Vanmarsenille, J. M., De Cuyper, F., & Dierick, F. (2005). 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*, 21, 333–340.
- di Prampero, P. E. (2015). *La locomozione umana su terra, in acqua, in aria*. Milano: Edi-Ermes.
- Fábrica, G., Jerez-Mayorga, D., & Silva-Pereyra, V. (2019). Pendular energy transduction in the different phases of gait cycle in post-stroke subjects. *Human Movement Science*, 66, 521–528.
- Farris, D. J., Hampton, A., Lewek, M. D., & Sawicki, G. S. (2015). Revisiting the mechanics and energetics of walking in individuals with chronic hemiparesis following stroke: From individual limbs to lower limb joints. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 12, 12–24.
- Fernández Menéndez, A., Saubade, M., Millet, G. P., & Malatesta, D. (2019). Energy-saving walking mechanisms in obese adults. *Journal of Applied Physiology*, 126, 1250–1258.
- Hak, L., Houdijk, H., Beek, P. J., & van Dieen, J. H. (2013). Steps to Take to Enhance Gait Stability: The Effect of Stride Frequency, Stride Length, and Walking Speed on Local Dynamic Stability and Margins of Stability. *PLoS ONE*, 8(12), e82842.

- Herssens, N., Verbecque, E., Halleman, A., et al. (2018). Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults? A systematic review. *Gait & Posture*, 64, 181–190.
- Kuo, A. D., & Donelan, J. M. (2010). Dynamic principles of gait and their clinical implications. *Physical Therapy*, 90, 157–174.
- Laguna, A. (2020). Biomechanical analysis and metric interpretation of 'walking' in tango dance. *European Review of Artistic Studies*, 11(4), 1-20.
- Lieberman DE. Human locomotion and heat loss: An evolutionary perspective. *Comprehensive Physiology*. 2015;5:99–117.
- Lieberman DE, Mahaffey M, Cubesare Quimare S, Holowka NB, Wallace IJ, Baggish AL. Running in Tarahumara (Rarámuri) culture: Persistence hunting, footracing, dancing, work, and the fallacy of the athletic savage. *Current Anthropology*. 2020;61:356–379.
- Malatesta, D., Vismara, L., Menegoni, F., Galli, M., Romei, M., & Capodaglio, P. (2009). Mechanical external work and recovery at preferred walking speed in obese subjects. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41, 426–434.
- Malatesta, D., Canepa, M., & Menendez Fernandez, A. (2017). The effect of treadmill and overground walking on preferred walking speed and gait kinematics in healthy, physically active older adults. *European Journal of Applied Physiology*, 117, 1833–1843.
- Martin, J. P., & Li, Q. (2017). Overground vs. treadmill walking on biomechanical energy harvesting: An energetics and EMG study. *Gait & Posture*, 52, 124–128.
- Mian, O. S., Thom, J. M., Ardigo, L. P., Narici, M. V., & Minetti, A. E. (2006). Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiologica*, 186(2), 127-139.
- Minetti, A. E., Ardigo, L. P., & Saibene, F. (1993). Mechanical determinants of gradient walking energetics in man. *Journal of Physiology*, 471, 725–735.
- Minetti, A. E., Capelli, C., Zamparo, P., di Prampero, P. E., & Saibene, F. (1995). Effects of stride frequency on mechanical power and energy expenditure of walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27, 1194–1202.
- Minetti AE. The mathematical description (Lissajous contour) of the 3D trajectory of the body centre of mass: a locomotor 'signature' for the physiology, biomechanics and pathology of human and animal gaits. *Gait Posture*. 2009;30:S153.
- Minetti AE, Cisotti C, Mian OS. The mathematical description of the body centre of mass 3D path in human and animal locomotion. *J Biomech*. 2011;44:1471-1477.
- Moissenet, F., Leboeuf, F., & Armand, S. (2019). Lower limb sagittal gait kinematics can be predicted based on walking speed, gender, age and BMI. *Scientific Reports*, 9, 9510.
- Nardello, F., Ardigo, L. P., & Minetti, A. E. (2011). Measured and predicted mechanical internal work in human locomotion. *Human Movement Science*, 30(1), 90–104.
- Olney, S. J., Griffin, M. P., & McBride, I. D. (1998). Multivariate examination of data from gait analysis of persons with stroke. *Physical Therapy*, 78, 814-828.
- Peyré-Tartaruga, L. A., & Coertjens, M. (2018). Locomotion as a powerful model to study integrative physiology: Efficiency, economy, and power relationship. *Frontiers in Physiology*, 9, 1789.
- Peyré-Tartaruga, L. A., Dewolf, A. H., di Prampero, P. E., Fábrega, G., Malatesta, D., Minetti, A. E., Monte, A., Pavei, G., Willems, P. A., Zamparo, P., & Silva-Pereyra, V. (2021). Mechanical work as a (key) determinant of energy cost in human locomotion: recent findings and future directions. *Experimental Physiology*, 1–12.

Perry, J. (2005). *Análise de marcha: marcha normal*. São Paulo: Prima.

Perry, J., & Burnfield, M. (2010). Gait analysis: Normal and pathological function. *Journal of Sports Science & Medicine*, 9, 353.

Rabinovich DB, Garreto N, Arakaki T, DeSouza J. A High Dose Tango Intervention for People with Parkinson's disease (PwPD), *Advances in Integrative Medicine*. 2019. 2019. doi: <https://doi.org/10.1016/j.aimed.2021.07.005>

Riley, P. O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K. W., & Kerrigan, D. C. (2007). A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture*, 26, 17–24.

Saibene, F., & Minetti, A. E. (2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 8(4-5), 297-316.

Semaan, M. B., Wallard, L., Ruiz, V., et al. (2022). Is treadmill walking biomechanically comparable to overground walking? A systematic review. *Gait & Posture*, 92, 249-257.

Stoquart, G., Detrembleur, C., & Lejeune, T. (2008). Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiologie Clinique*, 38, 105–116.

Wallace IJ, Koch E, Holowka NB, Lieberman DE. Heel impact forces during barefoot versus minimally shod walking among Tarahumara subsistence farmers and urban Americans. *Royal Society Open Science*. 2018;5:180044.

Walpole, S. C., Prieto-Merino, D., Edwards, P., et al. (2012). The weight of nations: an estimation of adult human biomass. *BMC Public Health*, 12, 439.

Watt, J. R., Franz, J. R., Jackson, K., Dicharry, J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2010). A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clinical Biomechanics*, 25, 444–449.

Willems, P. A., Cavagna, G. A., & Heglund, N. C. (1995). External, internal and total work in human locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 198(Pt 2), 379–393.

Willems, P. A., Schepens, B., & Detrembleur, C. (2012). Marcha normal. *EMC – Kinesiterapia – Medicina Física*, 33, 1–29.

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley.

Zajacova, A., & Montez, J. K. (2018). Explaining the increasing disability prevalence among mid-life US adults, 2002 to 2016. *Social Science & Medicine*, 211, 1–8.

Licenciamiento

Reconocimiento-NoComercial 4.0 Internacional. (CC BY-NC)