



Universidad de la Republica Licenciatura en Biología Humana

Tesina de Grado

Análisis espacio-temporal y energético de la marcha: influencia de la edad y de los ajustes estéticos que requiere el tango.

Estudiante: Carol Margaret Torres Yasuire

Tutor y Orientador de Pasantía: Dr. (PhD) Gabriel Fábrica. Profesor Agregado (grado 4), Unidad Académica de Biofísica, Facultad de Medicina, Udelar.

Co-Orientador de Pasantía: Dr. (PhD) Carlo Biancardi. Profesor Agregado (grado 4), Laboratorio de Investigación en Biomecánica y Análisis del Movimiento (LIBIAM), Departamento de Ciencias Biológicas, CENUR LN, Udelar.

Lugar de realización: Laboratorio de Investigación en Biomecánica y Análisis del Movimiento (LIBIAM), CENUR LN, Paysandú, Udelar.

Montevideo, Uruguay

2025

Agradecimientos

A mi familia agradezco su compañía.

A la colectividad tanguera que tan generosamente me acompañaron y en especial al colectivo Avalancha Tanguera por acompañarme y a nuestro primer tango en el 2006 en Facultad de Ciencias.

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a mi tutor Gabriel Fábrica y a mi cotutor de pasantía Carlo Biancardi, por haber confiado en mi propuesta y por acompañarme con generosidad y compromiso en este recorrido. Su apoyo constante ha sido fundamental no solo para la realización de esta tesina, sino también para la gestión de mi carrera.

Y a mis referentes en la carrera y de bedelía por el apoyo constante tanto Ana Egaña como a Flavia Marsiglia.

Lista de abreviaturas

ACV	Accidente cerebro-vascular
CM	Centro de masa
%Cong	Porcentaje de congruencia
CoT	costo de transporte
DF	Duty factor
Ef	Eficiencia mecánica
EC	Energía cinética
Eh	Energía horizontal
EP	Energía Potencial
Ev	Energía vertical
ETe	Energía total externa
Fc	Frecuencia de ciclo (Hz)
Fp	Frecuencia de paso (Hz)
Lc	Largo de ciclo
Lp	Largo de paso
Pb	Potencia metabólica en bipedestación
Pbrut	Potencia metabólica bruta
Pnet	Potencia metabólica neta
R	Recovery de energía
Tc	Tiempo de ciclo
Tp	Tiempo de paso
VM	Velocidad media de desplazamiento
VMa	Velocidad media autoseleccionada
Vop	Velocidad óptima
Wext	Trabajo externo
Wh	Trabajo horizontal
Wint	Trabajo interno
Wtot	Trabajo total
Wv	Trabajo vertical

ÍNDICE

RESUMEN.	pág. 4
INTRODUCCIÓN	pág. 5
ANTECEDENTES Y MARCO TEÓRICO	pág. 7
2.1 La marcha humana desde un enfoque biomecánico general	pág. 7
2.2 Enfoque espacio-temporal (cinemetría) en el estudio de la marcha humana	pág. 8
2.3 Aspectos energéticos de la marcha humana saludable	pág. 10
2.4 Factores que alteran la cinemática y energética de la marcha humana	pág. 13
2.5 Potencial relevancia clínica de los análisis cinemáticos de la marcha y el rol del tango en la rehabilitación	pág. 15
OBJETIVOS	pág. 18
3.1 Objetivo general	pág. 18
3.2 Objetivos específicos	pág. 18
3.2.1 Objetivos específicos del Estudio 1	pág. 18
3.2.2 Objetivos específicos del Estudio 2	pág. 18
HIPÓTESIS	pág. 19
4.1 Hipótesis del Estudio 1	pág. 19
4.2 Hipótesis del Estudio 2	pág. 19
METODOLOGÍA	pág. 20
5.1 Aspectos metodológicos comunes	pág. 20
5.1.1 Búsqueda y revisión de literatura científica	pág. 20
5.1.2 Captura de datos	pág. 20
5.1.3 Cálculo de variables	pág. 23
5.1.4 Consideraciones éticas	pág. 24
5.2 Aspectos metodológicos específicos de cada estudio	pág. 24
5.2.1 Abordaje metodológico durante el Estudio 1	pág. 24
5.2.2 Abordaje metodológico durante el Estudio 2	pág. 25
5.3 Análisis estadístico específico de cada estudio	pág. 25
5.3.1 Análisis estadísticos realizados en el Estudio 1	pág. 25
5.3.2 Análisis estadísticos realizados en el Estudio 2	pág. 26
RESULTADOS	pág. 26
6.1 Resultados del Estudio 1	pág. 26
6.2 Resultados del Estudio 2	pág. 27
DISCUSIÓN	pág. 30
7.1 Discusión del Estudio 1	pág. 30
7.2 Discusión del Estudio 2	pág. 32
CONCLUSIONES	pág. 34
8.1 Conclusiones del Estudio 1	pág. 34
8.2 Conclusiones del Estudio 2	pág. 34
CONSIDERACIONES FINALES Y PERSPECTIVAS	pág. 35
LISTA DE REFERENCIAS	pág. 36

RESUMEN

La evaluación de variables espacio-temporales y parámetros asociados al aprovechamiento de energía mecánica y al costo metabólico durante la marcha humana constituye una herramienta central tanto en el ámbito clínico como en la investigación del movimiento. Sin embargo, la interpretación de estos indicadores puede verse condicionada por factores intrínsecos, y por factores extrínsecos vinculados al contexto y a las características específicas del movimiento. Esta tesis aborda estas problemáticas a través de dos estudios independientes. El primero analiza la influencia de la mediana edad (factor intrínseco) sobre la mecánica y la energética de la marcha a velocidad autoseleccionada en adultos saludables. El segundo examina el efecto de los ajustes estéticos que requiere la marcha al estilo tango en el rol de líder, comparándola con la marcha habitual. Se empleó un enfoque experimental sincronizado de reconstrucción tridimensional del movimiento mediante cinemetría (Vicon Motion System, 100 Hz) y consumo de oxígeno con ergoespirometría portátil (K5, Cosmed). A partir de estos registros se cuantificaron variables espacio-temporales generales, indicadores mecánicos asociados al modelo de péndulo invertido (trabajo externo e interno, recuperación de energía) y variables metabólicas como el costo de transporte. Los resultados del primer estudio mostraron que los adultos de mediana edad presentan una velocidad de marcha autoseleccionada menor, acompañada de modificaciones en la mecánica externa y en la recuperación de energía, en comparación con adultos jóvenes. La marcha al estilo tango no evidenció diferencias significativas en los valores medios de las variables espacio-temporales respecto a la marcha habitual, aunque sí una mayor variabilidad temporal, junto con un aumento del costo de transporte y una disminución de la recuperación de energía mecánica. En conjunto, estos resultados aportan evidencia biomecánica y fisiológica relevante para la interpretación funcional de la marcha y para la discusión del potencial uso del tango como estrategia complementaria de rehabilitación del movimiento.

Palabras clave: biomecánica; locomoción; consumo de energía; evaluación; rehabilitación.

1. INTRODUCCIÓN.

El presente trabajo se encuentra enmarcado en la Pasantía de Grado de la Licenciatura en Biología Humana de la Universidad de la República (UdelaR). El mismo, incluye dos estudios relacionados a la marcha humana que fueron llevados adelante en forma consecutiva y que requirieron una fase previa común a ambos de entrenamiento en el manejo de sistemas de registro y procesamiento de datos, además de una revisión bibliográfica. La marcha es la forma de locomoción más utilizada por los seres humanos y, por esta razón, una marcha saludable está estrechamente asociada con la calidad de vida de las personas (Perry, 2005). Parámetros espacio-temporales definidos para el ciclo de marcha, como la velocidad media de desplazamiento (VM) o la longitud y la frecuencia de paso o ciclo, son valores comúnmente considerados en las evaluaciones clínicas de la marcha (Baker, 2006; Fábrica *et al.*, 2018; Sgaravatti *et al.*, 2018; Perry, 2005; Willems *et al.*, 2012). Otro conjunto de variables se utiliza para evaluar el aprovechamiento de energía y el ajuste de la marcha un modelo biomecánico que la caracteriza, el modelo de péndulo invertido (Cavagna y Margaria, 1966; Cavagna *et al.*, 1976; Saibene y Minetti, 2003). Entre estas variables se destacan; el trabajo mecánico externo (Wext) (Cavagna *et al.*, 1963; Cavagna 2017), el trabajo mecánico interno (Wint) (Minetti *et al.*, 2020; Willems *et al.*, 1995), el trabajo mecánico total (Wtot) (Cavagna 2017; Saibene y Minetti, 2003), el porcentaje de congruencia entre variaciones de energía mecánica del centro de masa corporal (% Cong) y el porcentaje de recuperación de energía mecánica (R) (Peyré-Tartaruga *et al.*, 2021; Saibene y Minetti, 2003). Además, la energía metabólica neta en la marcha puede describirse por unidad de distancia como costo de transporte (CoT), generalmente normalizado por la masa corporal (Saibene y Minetti, 2003).

El análisis conjunto de variables espacio-temporales, variables asociadas con el aprovechamiento de energía mecánica y CoT en la marcha, en particular a velocidad autoseleccionada (VMa), posibilita realizar evaluaciones con un enfoque mecánico-funcional (Peyré-Tartaruga y Coertjens, 2018), que pueden constituir información valiosa en el ámbito clínico (Bona *et al.*, 2017; Bona *et al.*, 2019). No obstante, estas variables pueden variar significativamente tanto por factores intrínsecos, es decir propios del individuo como variaciones en la masa corporal (Browning, 2012; Spyropoulos *et al.*, 1991) o la altura (Cavagna *et al.*, 1983; Minetti *et al.*, 1994a), así como por factores extrínsecos, relacionados con el contexto de la locomoción, como por ejemplo la inclinación del terreno (Minetti *et al.*, 1993) o el agregado de carga (Abe *et al.*, 2004; Bastien *et al.*, 2005; Heglund *et al.*, 1995). Por lo que, el análisis de la influencia de ambos tipos de factores puede contribuir a una discusión profunda de los resultados de la evaluación de la marcha con un enfoque mecánico-funcional (Peyré-Tartaruga *et al.*, 2021).

Durante la evaluación de la marcha con fines clínicos, la interpretación de los resultados se basa en la comparación con valores de referencia obtenidos de personas sanas (Baker, 2006). Sin embargo, en adultos, estas referencias abarcan un amplio rango etario (Perry, 2005), lo que podría inducir sesgos en la interpretación. En particular, la variación de los parámetros espacio-temporales entre los 18 y los 65 años es un

aspecto debatido (Herssens *et al.*, 2018; Malatesta *et al.*, 2017). Si bien las alteraciones en el control neuromuscular (Vervoort *et al.*, 2019) y la pérdida de masa muscular suelen comenzar en la mediana edad (Chuang *et al.*, 2019; Kennis *et al.*, 2014), y estos cambios pueden estar vinculados a modificaciones en el desarrollo de la marcha (McCrum *et al.*, 2016). La evidencia disponible sobre las diferencias en la mecánica y la energética de la marcha entre adultos jóvenes y de mediana edad es limitada. Dado que los adultos de mediana edad tienen una gran capacidad para compensar y recuperarse de las deficiencias funcionales (Brown y Cavinski, 2020), el estudio de su marcha puede aportar información relevante en la prevención de efectos adversos en la movilidad durante el envejecimiento. Así, la edad dentro del rango de 45 a 64 años, que excluye a menores y adultos mayores (Zajacova y Montez, 2018), representa un factor intrínseco de interés en la evaluación biomecánica y fisiológica de la marcha.

Por otra parte, en el contexto de la rehabilitación, la práctica del tango, se ha propuesto como estrategia alternativa para mejorar el equilibrio, la marcha y la calidad de vida en sujetos con alteraciones que afectan la locomoción, como, por ejemplo, pacientes con Parkinson (Lötzke *et al.*, 2015; McKee y Hackney, 2013; Rabinovich *et al.*, 2019). La evidencia sugiere que este tipo de danza constituye una actividad aeróbica que contribuye a mejorar tanto los síntomas físicos (Rabinovich *et al.*, 2019) como el funcionamiento cognitivo (McKee y Hackney, 2013). Además, bailar tango constituye una multitarea que requiere el aprendizaje progresivo de habilidades motoras en respuesta a señales externas (Hackney y Earhart, 2009, 2010; Lötze *et al.*, 2015). Sin embargo, existen muy pocas cuantificaciones mecánicas y fisiológicas que respalden el uso del tango como actividad de rehabilitación.

El tango se caracteriza por la acción de caminar (Laguna, 2020), y por ello uno de los primeros objetivos en su aprendizaje es desarrollar la marcha al estilo tango. Dentro de esta danza, existen dos roles principales: el líder, que marca los movimientos y camina hacia adelante, y el seguidor, que responde a la conducción del líder. La marcha del líder se distingue por un desplazamiento del eje del cuerpo hacia adelante, la continuidad entre pasos, la búsqueda de simetría, un mayor rango de movimiento de la pelvis en el plano transversal y un aumento de la flexión de rodillas durante el apoyo. Todos estos factores pueden implicar modificaciones en la mecánica y en la economía de la marcha (Willems *et al.*, 2012). Por lo tanto, los cambios posturales y mecánicos requeridos para la marcha del tango en el rol de líder representan un factor extrínseco (en este caso de índole cultural) que pueden acompañarse de cambios en la mecánica y costo energético. Aunque los antropólogos biológicos han estudiado como los factores culturales, ambientales y fisiológicos interactúan en la configuración de la variación en los patrones de movimiento del cuerpo humano (Lieberman *et al.*, 2020), no existen o son escasos los estudios biomecánicos que consideren el efecto de factores extrínsecos de carácter cultural en la mecánica y energética del movimiento. En base a lo expresado, para la instancia final de la Licenciatura en Biología Humana, se analizaron los posibles cambios en la biomecánica de la marcha debido a un factor intrínseco (el rango de edad) y uno extrínseco (cambios estéticos de la caminata al estilo tango).

2 ANTECEDENTES Y MARCO TEÓRICO.

2.1 La marcha humana desde un enfoque biomecánico general y la relevancia de su estudio.

El movimiento en muchos animales, entre ellos el ser humano, ha tenido un rol determinante desde el punto de vista evolutivo (Cavagna, 2017). Dentro de las múltiples acciones de movimiento, podemos diferenciar las asociadas con la locomoción, como aquellas que permiten el desplazamiento en el espacio. En el caso del ser humano estas acciones responden a diferentes patrones neuro-motores que determinan secuencias de movimiento de los segmentos corporales. Entre las formas de desplazamiento humano, la acción de caminar, habitualmente denominada marcha, tiene una gran relevancia por ser la más utilizada a lo largo de la vida (Peyré-Tartaruga *et al.*, 2021).

La marcha humana puede definirse como un patrón cíclico de locomoción bípeda en el que el cuerpo se desplaza, que está caracterizada por un bajo gasto energético y una alta estabilidad, debido a una secuencia alternada de movimientos de las extremidades inferiores en coordinación con el tronco y las extremidades superiores. La optimización de gasto energético y estabilidad está estrechamente ligada a la independencia funcional y a la calidad de vida y esto fundamenta la relevancia que tiene su comprensión desde el punto de vista de las ciencias básicas y también la importancia de su evaluación en el contexto clínico (Baker, 2006). Dada la periodicidad de la marcha, para su análisis biomecánico es posible definir un ciclo y dividir este en distintas fases, que quedan determinadas por eventos asociados a las acciones de los miembros inferiores (Perry, 2005). Un ciclo de marcha incluye dos pasos y va desde el contacto del pie de referencia (habitualmente pie derecho) con el piso, hasta un nuevo contacto de ese mismo pie. Considerando el pie de referencia, el ciclo consta de dos fases en las que ambos pies están en el suelo y dos fases en las que un solo pie está en el suelo. Los eventos que dividen esas fases son los contactos y despegues de talones y dedos en caso de marcha saludable. Las fases de doble apoyo comienzan con el ataque de un talón y terminan con el despegue de los dedos del pie contralateral, las de apoyo simple comienzan con el despegue de los dedos de un pie y terminan con el apoyo del talón del mismo pie. Las disposiciones articulares en esos instantes, así como algunas acciones de los miembros inferiores durante las fases son importantes para el cumplimiento de tareas que contribuyen al desplazamiento con poco gasto energético y buena estabilidad. Por convención, el ciclo comienza con la fase de doble apoyo inicial, comprendida entre el apoyo del talón derecho y el despegue de los dedos de pie izquierdo. En velocidades intermedias (4 a 5 km/h), esta fase se extiende hasta aproximadamente el 15 % del ciclo. Durante ese lapso de tiempo las acciones de los miembros inferiores son antagónicas uno impulsa el cuerpo y otro lo frena. A la fase de doble apoyo inicial le sigue una fase de apoyo simple del miembro inferior derecho, que puede llegar aproximadamente hasta el 50 % o 60 % del ciclo. Sigue una segunda fase de doble apoyo, comprendida entre el apoyo del talón izquierdo y el despegue de los dedos derechos, nuevamente hay una acción antagónica de los miembros, pero en situación inversa

a la del apoyo inicial. El ciclo finaliza con una fase de balanceo que ocurre aproximadamente entre el 60 a 65 y el 100 % del ciclo.

La magnitud del ciclo y de los pasos tanto espacial, longitud del ciclo (L_c) y longitud de paso (L_p), como temporal; tiempo de ciclo (T_c) y tiempo de paso (T_p), junto con la velocidad media de desplazamiento (VM) constituyen las medidas descriptivas más generales en un análisis biomecánico de la marcha humana. En el caso de los pasos, suele evaluarse la asimetría entre los mismos, ya que la marcha saludable es aproximadamente simétrica (Perry 2005, Winter *et al.*, 2012). Otros valores descriptivos generales habitualmente considerados son la frecuencia de paso (F_p) y de ciclo (F_c), que en ambos casos corresponde a la cantidad de esos eventos por unidad de tiempo (Winter *et al.*, 2012) y el *duty factor* (DF) que se define como la fracción de tiempo que un pie permanece apoyado durante el ciclo (Alexander, 1989). Todas estas variables están interrelacionadas y resultan dependientes de la velocidad, de manera que en los estudios de la marcha la VM con que se realizan es una variable importante a considerar para realizar una correcta interpretación. Lo más común es realizar las evaluaciones a la velocidad que la persona camina habitualmente, la que se denomina velocidad autoseleccionada (VMa). En condiciones saludables la VMa está cercana a la velocidad en que se gasta menos energía y en adultos jóvenes saludables se encuentra en el rango de los 4 a 5 km/h o bien 1.0 a 1.4 m/s (Saibene y Minetti, 2003; Willems *et al.*, 2012). Esos son solo valores de referencia promedio que pueden variar por diferentes razones como será abordado en su momento. También es habitual hacer referencia a una velocidad óptima (V_{op}) que está asociada con el tamaño de la persona y que surge de asumir un modelo mecánico para analizar la marcha, como se abordará en el apartado 2.3.

2.2 Enfoque espacio-temporal (cinemetría) en el estudio de la marcha humana.

Como ya fue indicado, el estudio de la marcha humana tiene una gran importancia en el contexto clínico, sin embargo, su análisis visual resulta complejo y limitado. Por lo tanto, la evaluación de la marcha requiere el uso de diferentes tecnologías para lograr un análisis instrumentado más preciso (Baker, 2006). Varios enfoques pueden utilizarse en el análisis instrumentado de la marcha humana. La selección de estos está fuertemente condicionada por las preguntas y variables que se desean abordar y conocer respectivamente. Así en caso de querer contar con información sobre las acciones musculares durante el movimiento se recurre a la electromiografía de superficie (de Luca 1997; Willems *et al.*, 2012; Winter, 2009). En caso de querer conocer o requerir información de las fuerzas de contacto durante los apoyos se requiere el uso de sistemas de dinamometría como las plataformas de fuerza (Cavagna 1975; Willems *et al.*, 2012; Winter 2009). Finalmente, en las investigaciones o evaluaciones que requieren de variables espacio-temporales, aquellas que describen el movimiento sin abordar las causas que lo determinan, es habitual realizar reconstrucciones a partir de imágenes (Willems *et al.*, 2012; Winter 2009), abordaje que genéricamente se

denomina cinemetría. Mediante cinemetría es posible cuantificar todas las variables genéricas indicadas en el apartado anterior y además describir variaciones de ángulos articulares y estimar variables asociadas con el gasto de energía como se verá en el apartado 2.3. La cinemetría requiere el uso de cámaras, computadoras y programas específicos para el análisis del movimiento. La aplicación de esta técnica se basa en el rastreo de un conjunto de marcadores en el espacio y el tiempo que permite ubicar un determinado número de segmentos en los cuales el cuerpo es dividido para su estudio. El número de segmentos considerados varía según el objetivo del análisis, pero un rango habitual en el estudio de la marcha esta entre 11 y 15 segmentos. Durante este proceso se recurre a tablas antropométricas, por ejemplo, las de Dempster (Winter, 2009), que contienen valores de masa de los segmentos en relación a la masa corporal y posición de los centros de masa parciales respecto a referencias anatómicas externas.

La ubicación de los segmentos corporales permite reconstruir la posición en el tiempo para el centro de masa corporal (CM), que como se tratará luego es un paso necesario para analizar el ahorro energético durante la marcha.

Durante la captura de datos en los estudios de cinemetría se siguen una serie de pasos, que resumidamente se dividen en dos etapas, preparación del individuo y preparación del ambiente.

El objetivo central durante la preparación del individuo es la correcta colocación de marcadores.

El número de los mismos dependerá del modelo de reconstrucción a utilizar, el tamaño también suele estar asociado a las características del estudio (más detalles de este proceso se indicarán en la sección métodos).

La preparación del ambiente, consiste en la calibración del espacio de trabajo previa a la captura de datos, donde se determina también la orientación de los 3 ejes y el punto de origen de los ejes (x_0 , y_0 , z_0) del sistema de referencias inercial en base al cual se realizará el análisis. El criterio más utilizado para la definición de los ejes es que; el primer eje se oriente en la dirección de la progresión, el segundo eje es vertical y el tercer eje es horizontal y perpendicular al eje de la progresión. Cada par de ejes define un plano: el plano definido por los ejes vertical y de progresión se denomina plano sagital, el definido por ejes vertical y horizontal se denomina plano frontal y el definido por el eje de progresión y horizontal se denomina transversal. En la determinación de las variables espacio-temporales es habitual hacer una lectura por planos o ejes en forma separada. Es imprescindible que las cámaras mantengan sus parámetros inalterados durante la calibración y el registro de movimiento del individuo. Aunque en este estudio no se presentan variables angulares, es necesario indicar que además de este sistema de referencias inercial, en estudios cinemáticos se utilizan sistemas de referencia locales ubicados en el cuerpo para poder analizar ángulos articulares.

Una vez preparado el ambiente y el individuo, se realiza una captura estática del sujeto. El objetivo de la misma es indicar al sistema a que marcador corresponde cada uno de los puntos capturados a los efectos de poder aplicar el modelo seleccionado. Para ello, sobre la imagen capturada se debe reconocer manualmente cada marcador, proceso denominado “etiquetado”.

La frecuencia de captura de datos es seleccionable dentro de determinado rango y depende del tipo de

movimiento a analizar, en el estudio de la marcha suelen seleccionarse 100 Hz (ej, Fábrega *et al.*, 2019), esto equivale a una discriminación temporal (dt) de 0.01 s.

Para obtener una buena reconstrucción tridimensional del movimiento mediante cinemetría es necesario que en cada instante cada punto sea registrado por al menos dos cámaras, por ello en el estudio de la marcha es recomendable contar con más de 6 cámaras distribuidas entorno del espacio de captura y orientadas convenientemente (en el caso de los estudios realizados para este trabajo se utilizaron 8). De cualquier manera, al menos en algunos cuadros se pierden marcadores, cuando esto ocurre los sistemas cuentan en sus programas con opciones que permiten calcular la posición del marcador en los cuadros faltantes.

Los programas de análisis de movimiento brindan información espacio-temporal para cada marcador por separado y también reconstruyen la posición del CM. No obstante, el cálculo preciso del CM y de las variables asociadas a el ahorro energético requieren de cálculos adicionales. Por esta razón en estudios como los que se presentan en este trabajo los datos de posición de los marcadores son exportados para su procesamiento en lenguajes y entornos de programación científica, tales como MATLAB o Python.

2.3 Aspectos energéticos de la marcha humana saludable.

En el movimiento cíclico de los segmentos corporales que ocurre durante la marcha participan muchos músculos en forma coordinada. Los músculos esqueléticos se pueden considerarse motores quimio-mecánicos, que convierten la energía química almacenada en las moléculas de ATP en energía y trabajo mecánico (Frumento, 1995; Herzog, 2000). El trabajo mecánico es una magnitud escalar que corresponde al producto entre fuerza y desplazamiento y también equivale a la variación de energía mecánica (Chaves, 2000). En definitiva, la producción de trabajo a nivel muscular depende de un gasto de energía metabólica que en parte se va a transformar en trabajo mecánico el cual corresponde a variaciones de energía, cuya evaluación resulta central para el análisis funcional de la marcha (Peyré-Tartaruga *et al.*, 2021; Saibene y Minetti, 2003).

Durante la marcha ocurre un desplazamiento de todo nuestro cuerpo que puede describirse siguiendo la trayectoria del CM respecto al entorno, existiendo variaciones de energía asociadas a los movimientos del CM. Pero también se generan variaciones de energía mecánica de los segmentos corporales (muslos, piernas, pies, brazos, antebrazos y manos) respecto de nuestro CM. Entonces, el trabajo mecánico total asociado con el movimiento (W_{tot}) realizado durante la marcha, se divide en dos componentes: un trabajo externo (W_{ext}) asociado con las variaciones de energía para desplazar el CM respecto al entorno, y un trabajo interno (W_{int}) asociado con las variaciones de energía para desplazar los miembros del cuerpo con respecto al CM (Cavagna, 2017; Willems, 1995).

Los cambios en la posición del CM que ocurren en cada ciclo de marcha, en todos los ejes o planos, van a seguir un patrón siempre que se mantengan una misma VM, F_c y L_c . En este caso, ciclo a ciclo se van a dar

los mismos patrones de cambio en las energías mecánicas asociadas con el CM. Las dos formas de energía mecánica asociadas al movimiento del CM son la Energía potencial gravitatoria (EP) y Energía cinética (EC). Los cambios en EP dependerán de las variaciones en la posición vertical del CM, mientras que la variación de EC dependerá de los cambios de velocidad instantánea del CM dentro del ciclo. Para facilitar la interpretación, en el contexto de la biomecánica de la marcha, en lugar de analizar los cambios de EP y EC, suelen agruparse las componentes de energía por eje. Esto permite discutir el trabajo mecánico asociado con los actos de elevar o descender el CM o con los cambios de velocidad en la dirección de progresión (Cavagna *et al.*, 1976). Así, la EP sumada a la componente vertical de la energía cinética definen la energía vertical (Ev), mientras que las dos componentes anteroposterior y medio- lateral de la EC sumadas definen la energía horizontal (Eh). La energía mecánica total del CM queda entonces dada por la suma de las componentes horizontal y vertical: $E_{Te} = E_v + E_h$. En asociación con esto tenemos un trabajo total externo asociado al movimiento del CM (W_{ext}), que es la suma de los trabajos mecánicos asociados a las variaciones en Ev, trabajo vertical (W_v) y las variaciones de Eh, trabajo horizontal (W_h) (Cavagna *et al.*, 1976; Willems *et al.*, 1995).

El patrón de cambio de EP y EC y por tanto el de Ev y Eh del CM se asemeja a lo que ocurre en un péndulo invertido. Esta observación condujo a proponer el modelo de péndulo invertido como un mecanismo simplificado para explicar la marcha desde el punto de vista energético (Cavagna y Margaria, 1966; Cavagna *et al.*, 1976). Asumiendo este mecanismo se definió un índice para cuantificar la capacidad de aprovechar energía mecánica durante la marcha al que se denominó *energy recovery* (R) (Cavagna *et al.*, 1976). El R, es un cociente que incluye los diferentes componentes del trabajo mecánico asociado con el movimiento del CM respecto al entorno que definimos antes, expresado en términos porcentuales como se ve en la siguiente expresión:

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

El mayor porcentaje de R que se puede obtener en la marcha humana esta entre 60% y 70% y se alcanza cuando una persona adulta saludable camina a velocidades intermedias (4 a 5 km/h), por encima o por debajo de estas velocidades el R disminuye. Esto significa que para mantener una VM constante, en gran medida la energía que nuestros músculos pueden ahorrar depende de la VM de desplazamiento.

En cuanto al Wint, formalmente puede definirse como la suma de los trabajos efectuados por fuerzas que son capaces de modificar la cantidad de movimiento de los segmentos corporales sin modificar la cantidad de movimiento total del sistema, es decir del CM (Cavagna, 2017; Minetti *et al.*, 2020; Willems *et al.*, 1995). El Wint va a depender del trabajo que realizan nuestros músculos, aunque parte del mismo se va a utilizar para vencer la viscosidad y las fricciones internas, deformar estructuras corporales o producir contracciones isométricas (Minetti *et al.*, 2020). Estas formas de trabajo no pueden medirse experimentalmente in vivo, de manera que el Wint cuantificable es la fracción que produce cambios de velocidad en los segmentos corporales. Para determinarlo se requiere la posición en el tiempo de centros de masa de los segmentos

(centros de masa parciales) para luego conocer su velocidad y rotación relativa al CM y así cuantificar los cambios de energía cinética. La base de su cuantificación está en el teorema de König, que indica que la EC de un sistema multiarticulado corresponde a la suma de la EC de su CM y las de los segmentos, calculadas a partir de sus velocidades relativas desde el CM del sistema (Cavagna, 2017). Aunque también existen modelos predictivos basados en variables mecánicas generales que pueden utilizarse para estimar W_{int} que resultan útiles cuando no es posible realizar un estudio de cinemetría (Minetti, 1998).

Por otra parte, dado que la marcha es una actividad en la que predomina la vía metabólica aeróbica (Wilmore, 2014). Es posible estimar la energía metabólica asociada con el W_{tot} a través de medidas de consumo de oxígeno y producción de dióxido de carbono (Cooke, 2008). Esto suele determinarse por calorimetría indirecta, a partir del registro del consumo de oxígeno considerando que cada ml de O_2 que entra en la vía metabólica aeróbica equivale a 19.6 - 21.1 Joules (J) de energía, dependiendo de las fuentes predominantes. Esto se ve reflejado en el cociente respiratorio (RQ), calculado con el volumen de dióxido de carbono (VCO_2) y de oxígeno (VO_2), $RQ = VCO_2/VO_2$ (Cooke, 2008; Di Prampero, 2015) que se obtiene con un ergoespirómetro. Así mediante ergoespirometría es posible conocer los J gastados y la cantidad de energía consumida por unidad de tiempo durante la marcha, a la que se denomina potencia metabólica bruta (P_{brut}). Restando P_{brut} de la potencia metabólica obtenida cuando la persona se encuentra en situación estática de bipedestación (P_b), se obtiene la potencia neta requerida para caminar (P_{net}). La P_{net} para caminar a una velocidad aproximada de 3 km/h es cercana a los 2.45 W/kg, el valor de P_{net} crece con el aumento de la VM siguiendo una forma aproximadamente exponencial, es decir cuanto más rápido se camina más energía metabólica se gasta.

El cociente entre P_{net} y VM define una nueva variable denominada costo de transporte (CoT) (Schmidt-Nielsen, 1972). El CoT, corresponde a la cantidad de energía necesaria para desplazar un kilogramo de masa corporal en una distancia de 1 metro (m). Cuando se grafica el CoT en relación con la VM, presenta un valor mínimo en VM cercanas a la VM_a o más específicamente a la V_{op} , aumentando en velocidades tanto mayores como menores (Saibene y Minetti, 2003). La forma de la curva CoT vs VM indica que existe un óptimo de velocidad para la marcha. Si se superponen las gráficas de CoT obtenidos para diferentes VM, con la de R calculados para diferentes VM, se puede observar que los valores de VM en los que ocurre un mínimo de CoT son cercanos a aquellos en que hay un máximo de R (Saibene y Minetti, 2003). Esto indica que el modelo de péndulo invertido, en el cual se basa el cálculo de R, es consistente con la existencia de una velocidad óptima y también contribuye a entender por qué la VM_a suele ser cercana a la V_{op} . Finalmente, es posible estimar la eficiencia de la marcha (E_f) como un cociente entre W_{tot} y CoT, de manera que cuanto mayor sea el trabajo mecánico realizado y menor el costo más eficiente resultará la marcha (Peyré-Tartaruga *et al.*, 2021), es importante remarcar que E_f y gasto energético no son sinónimos. La marcha es en los humanos una forma de desplazamiento económica, no necesariamente eficiente.

2.4. Factores que alteran la cinemática y energética de la marcha humana.

En los puntos anteriores se indicó que tanto los valores espacio-temporales generales, como las variables asociadas con el ahorro energético, cambian con la VM durante la marcha. Pero además de la VM, existen múltiples factores que pueden alterar dichos valores, estos pueden ser divididos en dos grandes grupos; extrínsecos, que son todos aquellos que corresponden al entorno, e intrínsecos, que son todos aquellos que tienen que ver con características o conductas de la persona.

En este trabajo se analizan por separado el efecto de un factor intrínseco y uno extrínseco, diferentes a los que hasta el momento se han abordado en la bibliografía. No obstante, el conocimiento de los cambios que se han observado en algunos factores de ambos tipos hasta ahora estudiados, constituyó información relevante para el análisis de los resultados que se presentan en este trabajo. Por lo tanto, en este apartado se realiza una breve reseña de los efectos más relevantes sobre la marcha asociados a los principales factores extrínsecos e intrínsecos considerados en la bibliografía.

Entre los factores extrínsecos que afectan la mecánica y energética de la marcha más estudiados se destacan; los cambios en la inclinación del terreno (Kimel-Naor *et al.*, 2017; Minetti *et al.*, 1993; Minetti *et al.*, 1994b; Minetti *et al.*, 2002) y el agregado de carga (Bastien *et al.*, 2005; Griffin *et al.*, 2003; Heglund *et al.*, 1995). Por su parte, dentro de los factores intrínsecos, que no responden a patologías que pueden alterar las variables presentadas en los apartados 2.1 a 2.3, se destacan; el aumento de masa corporal (Browning *et al.*, 2005; Browning y Kram, 2007; Malatesta *et al.*, 2009; Syropoulos *et al.*, 1991), la altura (Minetti *et al.*, 1994a; Minetti *et al.*, 2000) y la edad (Cavagna *et al.*, 1983; Mian *et al.*, 2006).

En cuanto al efecto de la inclinación del terreno, se ha observado que la Vop disminuye tanto con pendientes positivas como negativas. Los valores de pendiente negativa (aproximadamente -10 % a -15 %) se asocian con un menor CoT (Minetti *et al.*, 1993; Minetti *et al.*, 2002). Ese resultado fue explicado considerando que existe una Ef diferente para las acciones musculares excéntricas y concéntricas y asumiendo que al descender o elevar el CM se da respectivamente una predominancia de cada una de esas acciones musculares (Minetti *et al.*, 1993). La inclinación del terreno afecta variables asociadas con la mecánica del CM como Wext y R, pero no altera significativamente Wint (Peyré-Tartaruga *et al.*, 2021).

Los efectos de la carga agregada en la marcha humana dependen de la magnitud y la ubicación de la misma (Peyré-Tartaruga *et al.*, 2021). Los estudios sobre el papel de la distribución de carga han demostrado que el CoT de añadir una masa determinada en las extremidades es considerablemente mayor que el de añadirla cerca del CM y que esta respuesta se vuelve más pronunciada a medida que las cargas se mueven distalmente (Abe *et al.*, 2004; Myers y Steudel, 1985). Ese efecto de la distribución de carga en el CoT se atribuyó a un aumento del Wint (Browning, 2012). Cuando la carga está ubicada cerca del CM el efecto sobre el CoT depende principalmente de la magnitud de la misma. Observándose que valores de carga por encima del 30 % de la masa corporal conllevan un aumento significativo en el CoT (Bastien *et al.*, 2005; Griffin *et al.*,

2003). Un estudio muy particular sobre la marcha con carga agregada es el de Heglund *et al.* (1995). En ese trabajo se analizó la marcha de un grupo de mujeres de una tribu africana que pueden llevar sobre sus cabezas hasta un 20 % de su masa corporal sin que aumente significativamente el CoT. Este trabajo es relevante en el contexto de esta tesina (en particular con lo abordado en el segundo estudio), porque la explicación de ese resultado está asociada a un cambio postural que favorecería el mecanismo pendular al que se hizo referencia en el apartado 2.3. Aunque en el trabajo de Heglund el factor extrínseco es la carga, la forma de portar la misma lo transforma en un factor extrínseco de carácter cultural, que sería el tipo de factor considerado en el segundo estudio presentado en esta tesina.

Pasando a los factores intrínsecos, el aumento significativo de la masa corporal, implica una distribución heterogénea de esa masa en diferentes zonas del cuerpo. Ello determina que cuando el aumento del índice de masa corporal es importante ocurran cambios en algunas variables espacio-temporales generales (Browning y Kram, 2007; Spyropoulos, *et al.*, 1991). Estos cambios no modifican la Vop (Browning y Kram, 2005; Browning *et al.*, 2006) ni el Wext (Browning *et al.*, 2009; Malatesta *et al.*, 2009), pero si pueden determinar variaciones significativas en el Wint (Peyré-Tartaruga *et al.*, 2021). En cuanto al CoT, estudios con individuos obesos indican que la diferencia es menor (aproximadamente 10 %), de lo que se esperaría dado el aumento considerable que se observa en la Pnet (Browning y Kram, 2007). Ese aumento no proporcional que ocurre en el CoT con el aumento de masa corporal, se ha observado tanto en niños como en adultos, y se explicó por la ubicación proximal en las extremidades del exceso de masa grasa (Fernández Menéndez *et al.*, 2020; Oliveira *et al.*, 2020).

El cambio de altura es otro de los factores intrínsecos (de carácter antropométrico, al igual que la masa), que ha sido ampliamente analizado. En realidad, los cambios que ocurren en la marcha por un aumento o disminución de la altura, se deben a la variación en la longitud de los miembros inferiores relacionados a esos cambios de altura (Saibene y Minetti, 2003). Diferentes longitudes de los miembros inferiores van a determinar cambios absolutos de la VMa y Vop y por tanto de todas las variables dependientes de la velocidad que se vienen tratando hasta aquí. Por esta razón, en muchos estudios de la marcha es conveniente normalizar la velocidad considerando el supuesto de similitud dinámica (Alexander, 1983). Bajo este supuesto se define un número adimensional denominado Número de Froude (Fr), que queda determinado por el cociente entre la velocidad de desplazamiento elevada al cuadrado y el producto de la aceleración gravitatoria (9.81 m/s^2) y la longitud de los miembros inferiores expresada en metros. De esta manera la VM es proporcional a la raíz cuadrada de la longitud del miembro inferior. Cuando variables como CoT o R se grafican respecto a Fr en lugar de la VM, las curvas para personas con diferentes longitudes de miembros inferiores (por encima de los 5 años de edad) se superponen (Cavagna *et al.*, 1983; Minetti *et al.*, 1994a, Minetti *et al.*, 2000; Saibene y Minetti, 2003).

Las variaciones que se ven en términos absolutos en el CoT para una velocidad cercana a la VMa promedio de adultos, responden a diferentes factores, dependiendo de la población que se trate. Por ejemplo, en el

caso de adultos de baja estatura se ha indicado que el mayor valor de CoT se puede explicar por los cambios en Fp y Lp, que se refleja en un aumento de Wint pero no de Wext (Minetti *et al.*, 1994a; Minetti, *et al.*, 2000). En cambio, en niños pequeños el aumento en CoT, responde a variaciones en el patrón de movimiento debido a una marcha aun “inmadura” que afecta Wv, como se indicó en el apartado 2.3 Wv es una de las componentes del Wext (Cavagna *et al.*, 1983), por lo que este también cambia.

Las interpretaciones de los resultados obtenidos con los factores citados hasta aquí son relevantes porque muestran como cambios en Lp, Lc, VM etc, pueden variar la mecánica y energética de la marcha.

El último de los factores intrínsecos al que se hará referencia es la edad. Este es el factor seleccionado para el primero de los estudios presentados en este trabajo, aunque se consideró un rango de edades aún no analizado por separado. El envejecimiento determina pérdidas significativas de las propiedades estructurales y funcionales del sistema musculoesquelético (Frontera, 2017), desencadenando cambios a nivel funcional, que en adultos mayores (más de 65 años) se manifiestan en diferentes variables la marcha como el CoT y R (Mian *et al.*, 2006). No obstante, aún no está claro si la variación de los parámetros espacio-temporales puede presentar cambios significativos en adultos saludables dentro del rango de 18 a 64 años de edad (Heressens *et al.*, 2018; Malatesta *et al.*, 2017). Este punto es relevante, ya que para la interpretación de los resultados de pruebas clínicas de la marcha se toman como referencia valores obtenidos de personas adultas sanas dentro de ese rango (Perry, 2005). Esto puede provocar algún error de interpretación dado que las alteraciones en el control neuromuscular (Vervoort *et al.*, 2019) y la pérdida de masa muscular suelen comenzar en la mediana edad (45 a 64 años) (Chuang *et al.*, 2019; Kennis *et al.*, 2014), y estos cambios podrían constituir la base de variaciones en la marcha (McCrum *et al.*, 2016). También la potencia muscular que tiene gran asociación con las limitaciones funcionales comienza a disminuir en la mediana edad y lo hace de forma más acelerada que la masa y la fuerza muscular (Akima *et al.*, 2001; Reid *et al.*, 2014). De manera que resulta interesante considerar si la mediana edad es un factor intrínseco que se asocia con cambios en la mecánica y energética de la marcha.

2.5. Potencial relevancia clínica de los análisis cinemáticos de la marcha y el rol del tango en la rehabilitación.

Los sistemas de reconstrucción del movimiento actuales, capaces de medir la posición de los marcadores reflectivos colocados sobre la piel como se describió en el apartado 2.2., posibilitan análisis clínicos de la marcha con muy bajo error. La mayoría de los análisis clínicos de la marcha contemporáneos se centran en la medida de acciones articulares (Baker, 2006). Sin embargo, las variables espacio-temporales más generales definidas para el ciclo de marcha, como la VM, Lc, Tc y Fc, constituyen una información esencial para la correcta interpretación de la tarea (Willems *et al.*, 2012), y pueden ser obtenidas usando los mismos sistemas. El análisis clínico visual de la marcha considera dichas variables, pero es extremadamente

limitado dada la fuente de error humano, de manera que los estudios espacio-temporales instrumentados contribuyen a elegir entre posibles intervenciones alternativas o discutir resultados de tratamientos o intervenciones (Baker, 2006). No obstante, en nuestro país los estudios de este tipo son aún escasos y el análisis de la marcha instrumentado se ha utilizado principalmente con fines de investigación.

Además de la evaluación espacio-temporal de la marcha, los análisis cinemáticos como vimos en el apartado 2.3 permiten calcular un gran número de variables asociadas a los mecanismos de ahorro energético en personas saludables (Peyré. Tartaruga *et al.*, 2021; Saibene y Minetti, 2003; Willems *et al.*, 2012). Muchos estudios muestran la utilidad de considerar estos mecanismos y variables cuando existe una patología o condición que altera el patrón normal de marcha (Fabrica *et al.*, 2019; Peyré. Tartaruga *et al.*, 2021; Ramos *et al.*, 2017). La aplicación de estos modelos ofrece un gran potencial clínico ya que brindan un enfoque funcional a los análisis de la marcha (Peyré-Tartaruga *et al.*, 2021) evaluando los objetivos de la misma (Perry, 2005). En el caso de la marcha el modelo de péndulo invertido (Cavagna y Margaria, 1966; Cavagna *et al.*, 1976), a pesar de su simplicidad, permite obtener parámetros como R, que ha sido considerado en el estudio de poblaciones con diferentes patologías (Detrembleur *et al.*, 2003; Diapola *et al.*, 2016; Farris *et al.*, 2015; Ramos *et al.*, 2017) y condiciones (Bona *et al.*, 2019; Detrembleur *et al.*, 2005), que comprometen su capacidad de caminar. Además, cuando existen trastornos del movimiento (amputados, enfermedad de Parkinson, pacientes con ACV etc.), se da un aumento en el CoT que puede atribuirse, al menos en parte, a un deterioro del mecanismo de recuperación pendular, ya que estos pacientes tienden a caminar a velocidades inferiores a la Vop (Bona *et al.*, 2019; Detrembleur *et al.*, 2005; Dipaola *et al.*, 2016; Fábrica *et al.*, 2019). De manera que, la integración de las medidas mecánicas asociadas al movimiento del CM y el CoT, hace posible un análisis funcional más profundo pudiendo discutir aspectos como la Ef de la marcha, lo que puede brindar información clínica relevante (Bona *et al.*, 2019; Detrembleur *et al.*, 2005).

El análisis del Wint cuando existen trastornos del movimiento ha sido menos abordado que las estimaciones relacionadas al Wext, R y CoT. Sin embargo, algunos trabajos como Balbinot *et al.* (2020), realizado en pacientes con ACV, reflejan la potencialidad que la estimación del Wint puede tener en el contexto clínico. Según Balbinot *et al.* (2020), luego de un ACV aumenta el Wint y además ocurre una asimetría en la producción de Wint de las extremidades inferiores, pero con compensaciones sustanciales entre los lados parético y no parético. Esto, según lo discutido en ese estudio, reduce el aumento esperado en el Wtot y el CoT en esa población de pacientes.

Dentro de este contexto una de las potenciales aplicaciones de los análisis espacio-temporales y energéticos que incluyan tanto Wext como Wint, durante la marcha, es la evaluación de los resultados obtenidos durante un período de rehabilitación. La Organización Mundial de la Salud, define la rehabilitación como un conjunto de intervenciones diseñadas para optimizar el funcionamiento y reducir la discapacidad, en interacción con el entorno (OMS, 2011; WHO, 2017). En el caso del movimiento, este concepto se centra

en la recuperación de patrones motores eficientes, la readquisición de habilidades locomotoras y la readaptación del sistema neuromuscular a las demandas de la vida cotidiana. La rehabilitación, en el ámbito de la salud y las ciencias del movimiento, es un proceso integral y dinámico que puede incluir muchos abordajes entre los que se incluyen; métodos fisioterapéuticos tradicionales, terapias basadas en la neurorrehabilitación y enfoques innovadores y creativos (Carr y Shepherd, 2010; Kleim y Jones, 2008; Shumway-Cook y Woollacott, 2017).

Dentro de la última categoría, en años recientes ha habido un aumento de propuestas de clases de danza como terapia alternativa. Según algunos autores la danza puede considerarse una intervención segura que favorece el equilibrio y tiene efectos positivos sobre la función motora, y en particular sobre la marcha (Liu *et al.*, 2021).

Entre los diferentes tipos de danza, el tango es uno de los más utilizados como estrategia de rehabilitación, en particular en pacientes con Parkinson (Lötzke *et al.*, 2015; McKee y Hackney, 2013; Rabinovich *et al.*, 2019). La evidencia sugiere que en pacientes con Parkinson el tango contribuye a mejorar tanto los síntomas físicos (Rabinovich *et al.*, 2019) como el funcionamiento cognitivo (McKee y Hackney, 2013). Sus beneficios se han asociado con que es una actividad aeróbica de bajo impacto que requiere el desarrollo de habilidades motoras en respuesta a señales externas proporcionadas por la música y la pareja de baile (Hackney y Earhart, 2009, 2010; Lötzke *et al.*, 2015). Sin embargo, a pesar de que todos estos son elementos que se han sugerido como favorecedores de la capacidad de movimiento y por tanto de la locomoción. Existen muy pocas cuantificaciones mecánicas y fisiológicas que respalden el uso del tango como actividad de rehabilitación. El único estudio que presenta la bibliografía en relación a la biomecánica del tango (Laguna, 2020), no aborda el análisis desde una perspectiva energética con su contraparte metabólica como se ha discutido a lo largo de este marco teórico.

La esencia del baile de los tres subgéneros que incluye el género tango, es la acción de caminar, y uno de los objetivos iniciales al comenzar las clases de tango es aprender a caminar al estilo del tango (Laguna, 2020). La caminata tanguera en el rol de "líder", que es quien se desplaza hacia adelante, es una marcha que se caracteriza por inclinar el eje del cuerpo hacia adelante, buscar una continuidad durante la transición de un paso a otro e intentar mantener la simetría entre pasos. Para ello la caminata tanguera requiere, supuestamente, 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. De lo tratado en los diferentes puntos de este marco teórico, se puede inferir que los cambios estéticos que exige la marcha del tango en el rol de líder pueden asociarse a cambios significativos en la mecánica y la economía de la marcha (Peyré-Tartaruga *et al.*, 2021; Saibene y Minetti, 2003, Willems *et al.*, 2012). Conocer estos efectos es relevante para el uso del tango como estrategia de rehabilitación en diferentes poblaciones de pacientes y por esta razón los cambios estéticos de esta marcha son considerados como un factor extrínseco en el segundo de los estudios presentados en este trabajo.

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo General

Analizar dos estudios independientes a los efectos de discutir la influencia de la mediana edad (factor intrínseco) y de los cambios estéticos que requiere la marcha al estilo tango en el rol de líder (factor extrínseco), sobre la mecánica y el gasto energético de la marcha, mediante el uso de un sistema de reconstrucción 3D del movimiento sincronizado con ergoespirometría.

3.2. Objetivos Específicos

3.2.1. Objetivos específicos del Estudio 1:

Cuantificar las variables espacio-temporales y energéticas de la marcha a VMa en cinta rodante en adultos jóvenes (18 a 44 años) y de mediana edad (45 a 64 años).

Comparar la mecánica y el gasto energético de la marcha entre los grupos etarios para determinar el impacto de la mediana edad como factor intrínseco.

Integrar los datos de reconstrucción 3D del movimiento y las mediciones metabólicas para interpretar si existe un efecto de la edad en el rango analizado.

Determinar si los valores obtenidos en la marcha en los adultos de mediana edad tienen potenciales implicaciones en el contexto de la evaluación y rehabilitación del movimiento

3.2.2. Objetivos específicos del Estudio 2:

Cuantificar las variables espacio-temporales y energéticas de la marcha a VMa y de la marcha al estilo tango en el rol de líder en una población de bailarines de tango experimentados.

Comparar la mecánica y el gasto energético entre la marcha a VMa y la marcha al estilo tango en el rol de líder, para determinar el impacto de los ajustes estéticos como factor extrínseco.

Integrar los datos de reconstrucción 3D del movimiento y las mediciones metabólicas para interpretar si existe un efecto asociado a los cambios estéticos que exige la danza.

Determinar si la marcha al estilo tango, requiere cambios que resulten relevantes al considerar la utilización de esta danza como estrategia de rehabilitación del movimiento.

3.2.3. Objetivos Académicos

Adquirir capacidad de manejar en forma independiente el sistema de registro para reconstrucción 3D del movimiento (Vicon Motion System, Oxford, Reino Unido).

Adquirir habilidades que permitan utilizar en forma independiente el sistema metabólico portátil (K5, Cosmed, Italia) para la medición del consumo de oxígeno durante la marcha.

Desarrollar la capacidad de modificar y corregir rutinas de cálculo de variables espacio-temporales y energéticas en MATLAB R2022a (MathWorks, EE. UU.).

Adquirir competencias en la búsqueda y revisión sistemática de literatura científica.

Desarrollar habilidades en el diseño de protocolos experimentales en estudios biomecánicos y fisiológicos.

Mejorar la capacidad de comunicar resultados científicos en forma escrita.

4. HIPÓTESIS.

4.1. Hipótesis del Estudio 1

En base a los antecedentes respecto de los cambios en diferentes capacidades que comienzan a manifestarse en los adultos de mediana edad se plantean dos hipótesis:

- I) la marcha de los adultos de mediana edad a VMa en cinta rodante presenta cambios que se manifiestan en algunos valores espacio-temporales generales utilizados en la evaluación.
- II) los cambios espacio-temporales de la marcha a VMa en cinta rodante de los adultos de mediana edad, disminuyen el aprovechamiento de energía mecánica a nivel del CM y aumentan el CoT.

4.2. Hipótesis del Estudio 2

Dadas las variaciones posturales y características del movimiento requeridas para realizar la marcha de tango en el rol de líder se plantean dos hipótesis:

- I) la caminata al estilo tango produce cambios en el CoT y la Ef.
- II) estos cambios pueden explicarse por valores obtenidos para las variables espacio-temporales y las

relacionadas al aprovechamiento de energía a nivel del CM.

5. METODOLOGÍA.

En esta sección se presentan primero aspectos generales relacionados con la metodología de ambos estudios y luego se indican por separado los aspectos metodológicos específicos de cada estudio.

El resto de las sesiones (resultados, discusión y conclusiones) estarán organizadas por estudio, haciendo referencia en cada caso primero al estudio 1 y luego al estudio 2.

5.1. Aspectos metodológicos comunes.

5.1.1. Búsqueda y revisión de literatura científica.

Esta actividad se llevó adelante en paralelo con el entrenamiento en el manejo de los equipos que se utilizaron en ambos estudios. Se comenzó discutiendo una serie de artículos básicos para la temática brindados por los orientadores. Posteriormente se realizó una selección de palabras clave que fueron organizadas en familias de términos a los efectos de hacer una revisión de la literatura asociada a cada uno de los dos estudios a realizar. Se adoptó parcialmente la declaración *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses* (PRISMA) (McGrath *et al.*, 2019). De los 14 tipos de revisión definidos en Grant y Booth, (2009), el término revisión sistematizada es el que más se ajusta a las revisiones realizadas para esta pasantía. Considerando el marco analítico simple: búsqueda, evaluación, síntesis y análisis (Grant y Booth, 2009), la búsqueda contó con las siguientes características. Fue exhaustiva, aplicando criterios sistematizadores como en una búsqueda sistemática, pero sin restringirla al contexto de la medicina, salud y ensayos controlados aleatorios. Durante la evaluación no se efectuó un análisis de calidad metodológica de los trabajos seleccionados, siendo este aspecto la principal diferencia respecto a una revisión sistemática. La síntesis fue narrativa y el análisis estuvo enfocado en la incertidumbre alrededor de los hallazgos, las limitaciones metodológicas en sus determinaciones y la relación entre enfoques. Los buscadores y bases de datos consultados fueron PubMed y SCOPUS. Las etapas de selección, evaluación y extracción de datos de los artículos seleccionados fueron gestionadas con la herramienta Rayyan.ai (Ouzzani *et al.*, 2016). Se cargaron los registros desde bases de datos en formato RIS (*Research Information System*), luego se aplicó duplicación automática, etiquetado (incluido/excluido) según los criterios establecidos.

5.1.2. Captura de datos:

Para el entrenamiento en el manejo de los sistemas de registro a utilizar en ambos estudios se llevó adelante un piloto con 5 voluntarios a los que se analizó su marcha en VMa en piso y sobre una cinta

caminadora (T2100, General Electric, EEUU). Los aspectos descriptos a continuación y en el siguiente punto son válidos tanto para el estudio piloto como para los dos análisis llevados adelante posteriormente. Para la reconstrucción 3D del movimiento se utilizó el sistema de la empresa Vicon disponible en el LIBIAM (Vicon Motion System, Oxford, Reino Unido). Este consta de ocho cámaras dispuestas en torno a un volumen de filmación de 12 x 4 m, la captura se realizó a 100 Hz. En cada voluntario se colocaron dieciocho marcadores sobre referencias anatómicas en el cuerpo para definir once segmentos corporales a los efectos de reconstruir sus movimientos en 3D (Minetti *et al.*, 1993). El número y ubicación de los marcadores fueron seleccionados para utilizar un modelo espacial según la recomendación de Nardello *et al.* (2011) para el cálculo de Wint y a los efectos de tener buena precisión en la ubicación del CM (Pavei *et al.*, 2017). La Figura 5.1.1 muestra la ubicación de los marcadores y el resultado visual del modelo aplicado. Para la determinación de los centros de masa parciales de los segmentos se utilizaron las tablas antropométricas de Dempster (Winter, 2009). La trayectoria de los marcadores del talón y del quinto metatarsiano fueron consideradas para identificar los eventos de impacto del talón y despegue de los dedos (Pavei *et al.*, 2017). El inicio y fin de los ciclos de marcha se determinó con el contacto del talón derecho. Las posiciones de los marcadores filtrados para cada ciclo a analizar se exportaron desde el software Nexus 2.4 de Vicon para su posterior proceso en MATLAB R2022a (MathWorks, EE. UU).

Durante cada análisis se obtuvo el registro de consumo de gases, para lo que se utilizó un sistema metabólico portátil (K5, Cosmed, Italia). Con este dispositivo se midieron las tasas de consumo de O₂ y producción de CO₂. A los efectos de obtener el valor de la Pb, para restar esta de Pbrut y obtener Pnet (ver apartado 2.3) se tomó un registro previo a cada marcha, durante cinco minutos mientras el voluntario permanecía de pie y en silencio sin hacer movimientos. La Figura 5.1.2, muestra un sujeto durante dicha instancia de toma de datos junto a detalles del dispositivo utilizado. Posteriormente Pbrut se obtuvo durante las diferentes condiciones de marcha. Estos datos fueron utilizados para determinar el CoT (Schmidt-Nielsen, 1972).

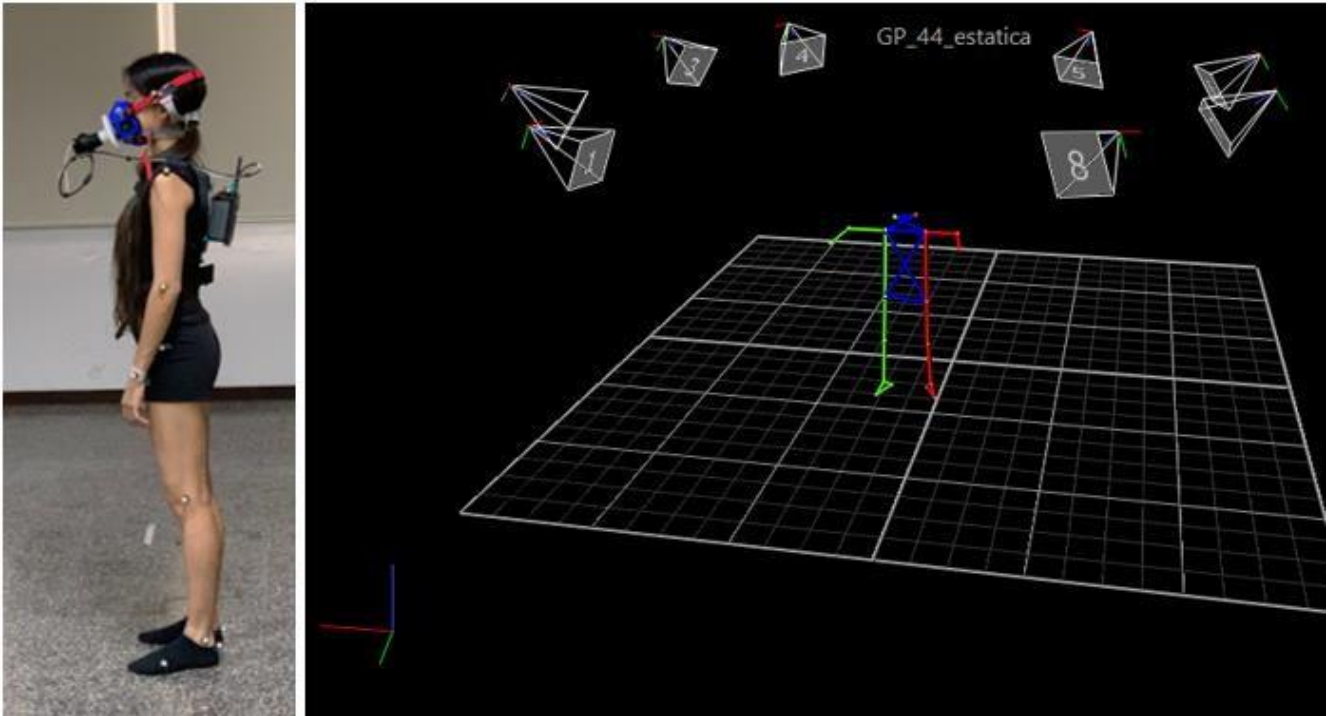


Figura 5.1.1. a) Vistas lateral de un sujeto instrumentado donde se puede apreciar la posición de los marcadores. b) resultado de la reconstrucción, en toma estática para el modelo seleccionado de 11 segmentos.



Figura 5.1.2. a) Fotografía de un voluntario implementado con el dispositivo para medida de gases durante la toma de datos en reposo.

5.1.3. Cálculo de variables:

Para el cálculo de variables se adaptó un script en MATLAB R2022a, previamente desarrollado por el grupo de investigación de los orientadores. En cada estudio se determinaron cuatro variables espacio- temporales y cinco asociadas con el mecanismo pendular y gasto energético. Todas ellas fueron definidas en el marco teórico, su forma de cálculo se indica a continuación.

a) Variables espacio-temporales generales descriptivas de la marcha:

- **V_{Ma}**: valor promedio del CM durante el ciclo en la dirección de avance.
- **L_c**: distancia longitudinal en metros entre dos contactos sucesivos del pie derecho
- **T_c**: tiempo en s desde el contacto de pie derecho hasta el siguiente contacto del mismo pie.
- **F_c**: inverso del tiempo de ciclo
 $F_c = 1/T_c$.

b) Variables asociadas al mecanismo pendular y gasto energético:

- **W_{ext}**: suma de las variaciones positivas de la curva de energía mecánica total (EM+) del centro de masa corporal (Cavagna *et al.*, 1963).

$$W_{ext} = \sum EM+$$

- **W_{int}**: suma de los incrementos de energía cinética de cada extremidad y de la cabeza y el tronco con respecto al CM en los tres planos de movimiento a lo largo del ciclo de marcha, asumiendo transferencia de energía entre los segmentos de una misma extremidad (Minetti *et al.*, 2020).
- **W_{tot}**: suma de W_{ext} y W_{int} (Peyré-Tartaruga *et al.*, 2021; Saibene y Minetti, 2003).

$$W_{tot} = W_{ext} + W_{int}$$

- **R**: se determinó según la relación:

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

Donde W_h es el trabajo mecánico externo horizontal, W_v es el trabajo vertical. Estos componentes de trabajo corresponden a variaciones de energía homólogas (E_h, E_v) como fue explicado en el apartado 2.3.

- **CoT**: El consumo de oxígeno en reposo (VO₂) en posición vertical, (mlO₂ /kg min), se registró durante 5 minutos al inicio de las sesiones experimentales y se calculó promediando los últimos 2 minutos durante cada prueba. Para el cálculo del consumo neto de oxígeno durante la marcha se restaron estos valores. El CoT fue determinado con la P_{net} obtenida (W/kg) usando el equivalente calórico del cociente respiratorio

(RQ) (J/mlO₂) (di Prampero 2015), para convertir los mlO₂ a J.

$$\text{CoT} = \text{Pnet} / \text{VMa}$$

- **Ef:** se determinó como el cociente entre W_{tot} y CoT (solo se incluyó en el segundo estudio).

$$\text{Ef} = \text{W}_{\text{tot}} / \text{CoT}$$

5.1.4 Consideraciones éticas

Los participantes firmaron un consentimiento informado por escrito, según la Declaración de Helsinki. Los estudios realizados se llevaron adelante dentro de un proyecto aprobado por el Comité de Ética del Centro Universitario Regional Litoral Norte, Universidad de la República (Expediente. N° 311170- 000033-22).

5.2. Aspectos metodológicos específicos de cada estudio.

5.2.1. Abordaje metodológico durante el Estudio 1: Evaluación del efecto de la mediana edad sobre la mecánica y energética de la marcha a velocidad autoseleccionada en adultos saludables.

Participaron de este estudio veintiocho adultos saludables (edad: 39.3 ± 14.8 años, masa corporal: 75.9 ± 12.5 kg, estatura: 1.74 ± 0.09 m, IMC 25.2 ± 4.06 , 17 de sexo biológico masculino y 11 femenino). 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.

La fase experimental de este estudio se desarrolló durante una única sesión.

La toma de datos fue realizada en cinta caminadora (T2100, General Electric, EEUU) a su VMa, que se obtuvo regulando hasta que el voluntario indicó que resultaba cómoda. Las variables espacio-temporales y asociadas al movimiento pendular se calcularon con el valor promedio de 10 ciclos de marcha consecutivos. Para ello se seleccionaron los ciclos más cercanos al final de la recopilación de datos para garantizar el estado metabólico estable. Los sistemas de registro y cálculos utilizados, así como las variables a calculadas fueron indicados en los apartados 5.1.2 y 5.1.3.

5.2.2. Abordaje metodológico durante el Estudio 2: Evaluación del efecto de los cambios que requiere la caminata tanguera en el rol de líder sobre la mecánica y energética de la marcha.

Participaron de este estudio trece bailarines de tango (edad: 49.6 ± 16.4 años, masa corporal: 72.7 ± 18.6 kg, estatura 1.70 ± 0.08 m, 5 de sexo biológico femenino y 8 masculino).

Se consideraron los siguientes criterios de inclusión:

- Adultos de ambos sexos entre 18 y 64 años de edad.
- Mas de 10 años de experiencia en la práctica del tango
- 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. La fase experimental de este estudio se desarrolló durante una única sesión.

Los voluntarios caminaron durante 5 min a su VMA en piso plano (recorriendo un espacio de 10 m varias veces) y 5 min con técnica de Tango salón en rol de líder, mientras escuchaban la milonga “La Puñalada”, música compuesta por Horacio A. Castellanos en 1937. La música fue seleccionada porque el pulso musical (frecuencia de paso de 1.98 Hz o 119 bpm) de ese tema musical permite que la técnica se desarrolle con una velocidad y frecuencia promedio similar a la caminata a Vop de un adulto mayor saludable de características antropométricas promedio (Saibene y Minetti, 2003; Willems *et al.*, 2012). Los sistemas de registro y calculo a utilizados, así como las variables a calculadas fueron indicados en los apartados 5.1.2 y 5.1.3.

5.3. Análisis estadísticos específicos de cada estudio.

5.3.1. Análisis estadísticos realizados en el Estudio 1:

Los valores (media \pm desviación estándar) del conjunto de voluntarios fueron considerados en su conjunto (n=28) y luego divididos por edad en dos grupos, adultos jóvenes 18 a 44 años (n=17) y adultos de mediana edad 45 a 64 años (n=11) (Brown y Covinsky, 2020; Zajacova y Montez, 2018). Se evaluó el ajuste a normalidad mediante test de Shapiro-Wilk y homogeneidad de varianza con test de Levene. Las diferencias entre los grupos se analizaron mediante test de t Welch (dado que no se pudo asumir el supuesto de homogeneidad de varianzas) y el tamaño del efecto con valor absoluto de d de Cohen. El tamaño del efecto se consideró insignificante ($d < 0.2$), pequeño (0.2 a 0.5), moderado (0.5 a 0.8) y grande ($d > 0.8$) (Cohen, 1988). La significancia estadística se estableció en $p \leq 0.05$. Todos los análisis se realizaron con el paquete estadístico gratuito JASP versión 0.16.2. (JASP Team, University of Amsterdam).

5.3.2. Análisis estadísticos realizados en el Estudio 2.

Los datos descriptivos se presentan como media \pm desviación estándar, también se consideró el coeficiente de variación. Los supuestos de normalidad se comprobaron mediante la prueba de Shapiro- Wilk y homogeneidad de varianza con test de Levene. Para comparar las diferencias entre las condiciones de todas las variables se empleó la prueba t de Student para muestras pareadas. Cuando no se cumplió el supuesto de normalidad, se realizó la prueba no paramétrica equivalente, la prueba de rangos con signo de Wilcoxon. La significancia estadística se estableció en $p \leq 0.05$. Todos los análisis se realizaron con el paquete estadístico gratuito JASP 0.16.2 (JASP Team, University of Amsterdam).

6. RESULTADOS

6.1. Resultados del Estudio 1

A los efectos de facilitar la interpretación de los resultados y comparar los valores con la literatura, los resultados de este trabajo se presentan primero en forma conjunta (sin discriminación de rangos de edad) en la Tabla 6.1.1, y luego separados por rangos junto a los resultados de las comparaciones realizadas (tabla 6.1.2).

Tabla 6.1.1. Resultados obtenidos para todas las variables analizadas tomando en cuenta todo el grupo de sujetos analizados sin discriminación de rangos de edad ($n=28$).

VMa	Fc	Lc	Wext	Wint	Wtot	R	CoT
(m/s)	(Hz)	(m)	(J/Kg m)	(J/Kg m)	(J/Kg m)	(%)	(J/Kg m)
1.1 \pm 0.25	0.9 \pm 0.07	1.23 \pm 0.25	0.36 \pm 0.10	0.25 \pm 0.12	0.61 \pm 0.16	48.3 \pm 17.2	2.50 \pm 0.72

Tabla 6.1.2. Resultados y comparaciones para todas las variables analizadas tomando en cuenta los dos rangos de edad adultos jóvenes ($n=17$) y adultos de mediana edad ($n=11$). El asterisco (*) indica las variables que presentaron diferencias significativas.

Variable	Adultos Jóvenes	Adultos mediana	p valor	d Cohen
	(18 a 44 años)	edad (45 a 64 años)		
VMa (m/s)	1.19 \pm 0.20	0.97 \pm 0.26	0.03*	0.97
Fc (Hz)	0.89 \pm 0.08	0.91 \pm 0.05	0.6	-0.20
Lc (m)	1.33 \pm 0.16	1.07 \pm 0.28	0.01*	1.15
Wext (J/Kg m)	0.31 \pm 0.08	0.44 \pm 0.08	< 0.001*	-1.50
Wint (J/Kg m)	0.25 \pm 0.11	0.24 \pm 0.13	0.71	0.15
Wtot (J/Kg m)	0.57 \pm 0.16	0.67 \pm 0.15	0.08	-0.70
R (%)	54.4 \pm 17.9	39.0 \pm 11.3	0.009*	1.03
CoT (J/Kg m)	2.36 \pm 0.31	2.76 \pm 0.88	0.28	-0.53

6.2 Resultados del Estudio 2

Los resultados de las variables espacio-temporales se muestran en la tabla 5.2.1. Las comparaciones mediante la prueba t de Student no mostraron diferencias significativas. Los valores del coeficiente de variación se mantuvieron dentro del rango bajo (por debajo del 10%) en la marcha normal a VMa, No obstante, la variabilidad fue alta en la marcha al estilo tango para Lc, Tc y Fc, con valores de coeficiente de variabilidad de 17 %, 24 % y 22 %, respectivamente. Se destaca además que la variabilidad fue mayor para las variables temporales, que, para la variable espacial (Lc) en la marcha tanguera, esto no ocurrió cuando los mismos sujetos desarrollaron su marcha normal a VMa.

Tabla 6.2.1. Variables espacio-temporales obtenidas para cada condición de marcha junto a los valores p resultantes de las comparaciones entre condiciones.

Condición	Lc (m)	Tc (s)	Fc (s ⁻¹)
Marcha habitual	1.24±0.09	1.16±0.09	0.87±0.06
Marcha tanguera	1.26±0.2	1.21±0.3	0.86±0.2
p	0.74	0.54	0.96

Los resultados para las variables asociadas al mecanismo pendular y gasto energético se muestran en la tabla 6.2.2. La comprobación del supuesto de normalidad (Shapiro-Wilk) mostró una diferencia significativa para Wext y Wint, por lo que el análisis se realizó con el equivalente no paramétrico, la prueba de rangos con signo de Wilcoxon.

Cabe destacar la variabilidad mostrada por la mayoría de las variables energéticas. En particular, Wint y R, mostraron un coeficiente de variación mayor en la marcha al estilo tango (33 y 31 %) en comparación con la marcha a VMa en situación habitual.

Se encontraron diferencias significativas únicamente para el CoT, R y la Ef, con un CoT significativamente mayor y una R y una Ef menores en la marcha de tango que en la marcha a velocidad autoseleccionada (Tabla 6.2.2) La tendencia del CoT en función de la velocidad se muestra en la figura 6.2.1

Tabla 6.2.2. Variables asociadas con el aprovechamiento de energía, trabajo mecánico y gasto energético. El asterisco (*) indica las variables que presentaron diferencias significativas.

Variable	Marcha habitual	Marcha tanguera	p
Wext (J/Kg m)	0.32±0.13	0.39±0.15	0.31
Wint (J/Kg m)	0.29±0.04	0.27±0.09	0.41
Wtot (J/Kg m)	0.62±0.1	0.7±0.1	0.41
R (%)	56.6±12.4	45.9±14.2	0.046*
CoT (J/Kg m)	1.64±0.51	3.16±0.98	≤ 0.001*
Ef	0.417±0.177	0.228±0.076	0.002*

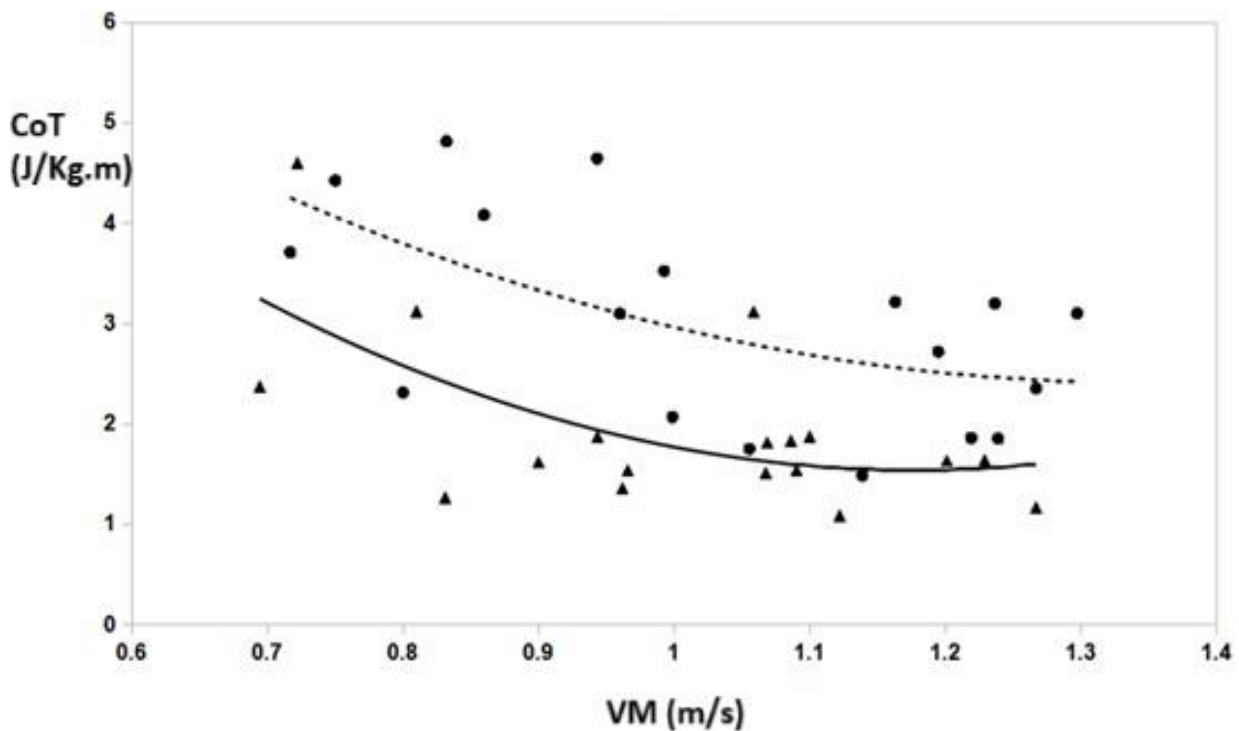


Figura 6.2.1. Relación entre valores de CoT y VM obtenidos en este estudio. Los triángulos corresponden a datos obtenidos a VMa habitual, la línea continua indica el ajuste. Los Círculos corresponden a los datos obtenidos con la marcha al estilo tango, ajustado con línea discontinua.

En la figura 6.2.2, se presentan registros de las variaciones de las energías asociadas al CM para el promedio de los ciclos analizados en ambos tipos de marchas en función del tiempo. Las energías del CM de la marcha de tango mostraron más fluctuaciones, como lo demuestran las áreas de intervalo de confianza más amplias (en gris).

De esa figura se destaca que la Ev de la marcha a VMa habitual presentó un rango de valores más amplio que la marcha al estilo tango. Este será un aspecto importante a tomar en cuenta en la discusión de los cambios antes indicados para R y CoT.

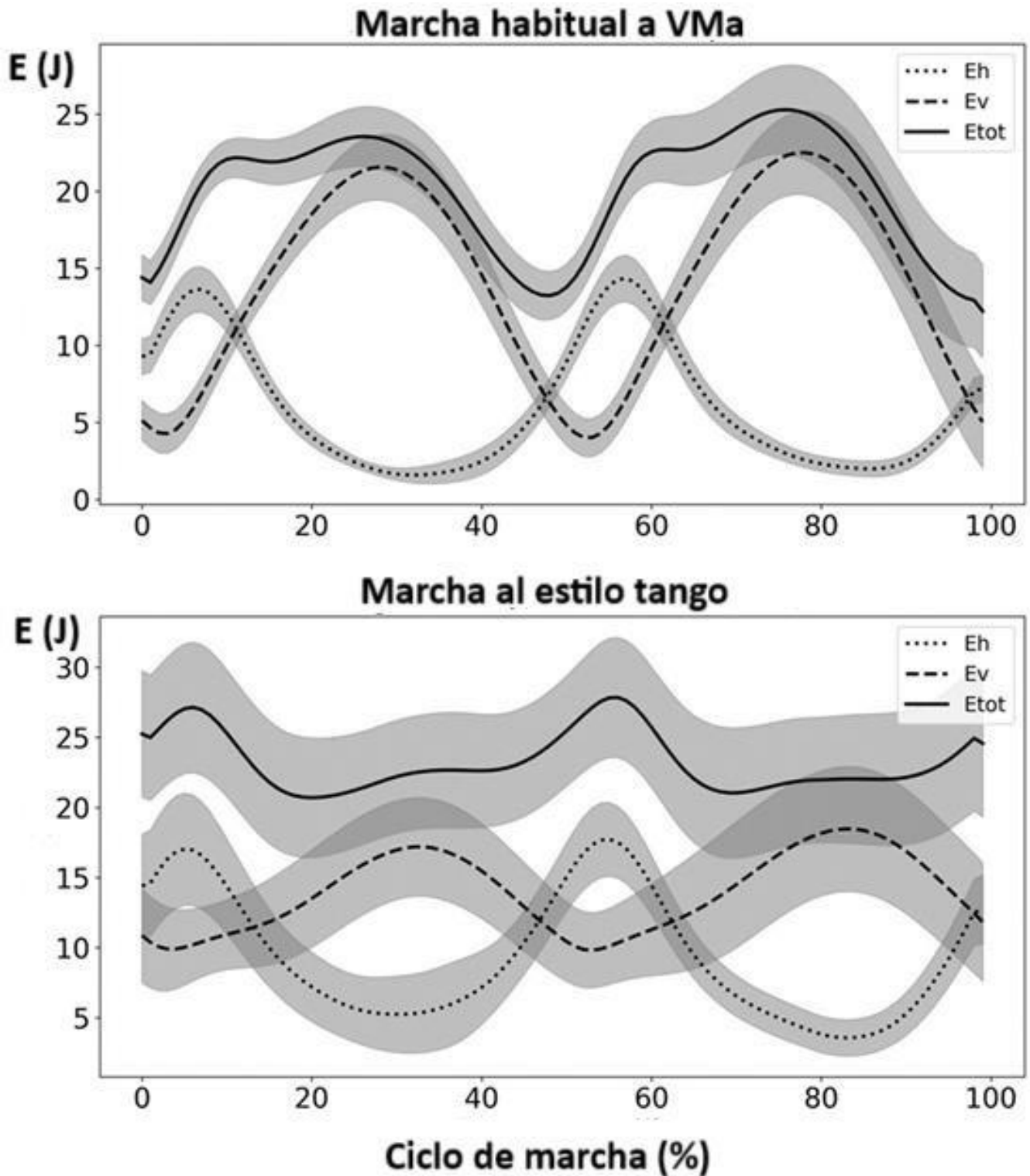


Figura 6.2.2. Variaciones de los diferentes componentes de energía (eje vertical $E(J)$), considerados para los cálculos de variables asociadas con el mecanismo pendular durante el porcentaje del ciclo de marcha. El 0 % y el 100 % corresponden al impacto del talón derecho. Las áreas grises corresponden al intervalo de confianza del 95%.

7. DISCUSIÓN

7.1 Discusión del Estudio 1

En este trabajo se obtuvieron valores para variables espacio-temporales, variables asociadas al aprovechamiento de energía mecánica y CoT durante la marcha a VMa en cinta caminadora para adultos saludables uruguayos. Se utilizó un abordaje que permite minimizar los errores de cálculo. En la determinación de las variables energéticas (Pavei *et al.*, 2017), y considerando lo que establece la bibliografía respecto a cambios que comienzan a manifestarse en la mediana edad (45 a 64 años), se evaluó si el rango de edad considerado habitualmente (18 a 64 años) pueden resultar factor de confusión en la interpretación de evaluaciones mecánico-funcionales en base a las variables consideradas. Se encontró que los valores sin discriminar entre adultos jóvenes y adultos de mediana edad, presentaron algunas diferencias respecto a la bibliografía, y además, en términos generales, la comparación de los valores entre los dos rangos de edad sugieren que tener en cuenta si el adulto evaluado es mayor o menor de 45 años, puede contribuir a una interpretación más precisa en las evaluaciones de la marcha. La primera hipótesis de este trabajo se cumplió y la segunda se cumplió parcialmente.

En cuanto a las variables espacio-temporales, los valores de VMa desarrolladas por los voluntarios en este estudio, estuvieron por debajo de los reportados en otros análisis con cinta caminadora para adultos jóvenes (Malatesta *et al.*, 2017; Riley *et al.*, 2007, Watt *et al.*, 2010). Además, los adultos de mediana edad caminaron con una velocidad significativamente menor a la del grupo de adultos jóvenes. Esto discrepa con investigaciones anteriores que no encontraron diferencias significativas en la velocidad de marcha al comparar adultos jóvenes y adultos mayores en cinta caminadora (Malatesta *et al.*, 2017; Riley *et al.*, 2007). 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 en algunos estudios para adultos asintomáticos (1.04 a 1.60 m/s) (Moissenet *et al.*, 2019). Este resultado apoya la idea de que factores demográficos o antropométricos pueden influir sobre algunas de las variables espacio-temporales consideradas en pruebas clínicas (Moissenet *et al.*, 2019). De esta manera nuestros resultados sugieren que 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 años, 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). 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 (Guzelbulut *et al.*, 2022). La disminución de la velocidad se puede explicar por un cambio en Fc, en Lc o en ambos (Saibene y Minetti, 2003; Willems *et al.*, 2012). 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 (Malatesta *et al.*, 2017; Riley *et al.*, 2007; Watt *et al.*, 2010). La situación es semejante para Lc si se considera la totalidad de los datos (Malatesta *et al.*, 2017; Riley *et al.*, 2007, Watt *et al.*, 2010) y para el grupo de adultos jóvenes (Watt *et al.*, 2010). Sin embargo, aun estando dentro del rango normal, el Lc en los adultos de mediana edad resulto significativamente menor al de los adultos jóvenes. De manera que la diferencia en VMa en cinta que presenta el grupo de adultos de mediana edad respecto a los jóvenes se explica principalmente por su menor Lc, es decir dan pasos más cortos mientras que la Fc se mantiene. Esto constituye una característica de la marcha de los adultos de mediana edad estudiados que los diferencia tanto del grupo de adultos jóvenes como de los adultos mayores (más de 65 años), quienes según estudios previos tienden a caminar con Fc significativamente 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 los resultados obtenidos se alinean completamente con el rango documentado para sujetos adultos sanos a una velocidad autoseleccionada para Wext (Minetti *et al.*, 1995; Saibene y Minetti, 2003), Wint (Nardelo *et al.*, 2011) y Wtot (Minetti *et al.*, 1995; Saibene y Minetti, 2003), estando un poco por debajo para R (Peyré-Tartaruga *et al.*, 2021; Saibene y Minetti, 2003).

No obstante, Wext resulto significativamente mayor en el grupo de mediana edad que en los jóvenes, lo que concuerda con la variación observada en R, que resultó significativamente menor en este grupo. Esto sugiere que, durante la marcha en cinta caminadora, la capacidad de recuperar energía mecánica por vía pendular está comprometida en este grupo de sujetos, en una forma semejante, aunque no en la misma magnitud que se ha reportado en estudios previos cuando existe un compromiso producto de otros factores intrínsecos (Bona *et al.*, 2017; Bona *et al.*, 2019; Cavagna *et al.*, 2017). Finalmente, como fuera indicado en el marco teórico, 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 (Peyré-Tartaruga *et al.*, 2021; Saibene y Minetti, 2003). Los valores obtenidos para CoT estuvieron levemente por encima de lo esperado en ambos grupos, sin embargo, a pesar de las diferencias en la VMa y fundamentalmente en Wext y R, CoT no presentó diferencias entre grupos. Los valores levemente mayores pueden estar asociados a que el estudio se realizó en cinta caminadora. Estudios previos donde se ha comparado el CoT en cinta caminadora respecto a piso indican que CoT es mayor en cinta, 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 (Dal *et al.*, 2010; Martin y Li, 2017).

Aunque no hubo diferencias 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, donde se compararon adultos jóvenes y adulto mayores, resultando el CoT significativamente superior en los adultos mayores (Mian *et al.*, 2006).

7.2 Discusión del Estudio 2

Este trabajo constituye la primera descripción biomecánica de la marcha de tango, donde se evalúan aspectos energéticos junto con variables descriptivas espacio-temporales, estableciendo una comparación entre la marcha a VMa y la marcha como elaboración estética expresiva en una situación concreta (marcha al estilo tango en el rol de líder). Con base en las recomendaciones (variaciones posturales y características del movimiento) requeridas para realizar la marcha de tango como líder, planteamos la hipótesis de que:

I) se observarían cambios en el CoT y la Ef, y II) estos cambios podrían explicarse mediante los valores obtenidos para las variables espacio-temporales y energéticas. Los resultados obtenidos confirmaron la primera hipótesis inicial y solo parcialmente la segunda.

Con respecto a las variables espacio-temporales analizadas, la principal observación es que la marcha habitual y la marcha utilizando la técnica de tango no mostraron diferencias significativas en su VM. Esto es crucial para los aspectos en discusión, ya que las variables consideradas en este trabajo son velocidad dependiente (Saibene y Minetti, 2003; Willems *et al.*, 2012). Si existieran diferencias significativas en la velocidad, no sería factible discutir si los cambios en otras variables están vinculados a cambios en la técnica. Por lo tanto, la elección de la música, que en nuestro caso se hizo buscando ese objetivo, se vuelve un primer factor crucial al utilizar el tango como estrategia de rehabilitación. La música elegida para este estudio corresponde a una milonga, un ritmo rápido dentro del tango (Selles, 2004). La ausencia de diferencias en la velocidad sugiere que la milonga es un subgénero recomendable para practicar la caminata en el rol de líder en el contexto de la rehabilitación.

Los valores obtenidos en este estudio durante la marcha a VMa estuvieron dentro del rango de valores previamente citados para Lc (Kerrigan *et al.*, 2001; Rock *et al.*, 2008; Torres *et al.*, 2024), Tc (Rock *et al.*, 2008; Torres *et al.*, 2024) y Fc (Minetti *et al.*, 1995; Torres *et al.*, 2024). Como no se observaron diferencias entre los dos tipos de marcha para estas variables, los resultados de este estudio para las variables espacio-temporales no se alinean con las observaciones subjetivas reportadas por bailarines en el trabajo de Laguna (2020). En ese trabajo, los bailarines señalaron que, “al caminar en modo tango, los mecanismos automáticos que rigen la marcha humana se pierden debido a la intencionalidad expresiva del baile”. En Laguna (2020), se indica además que, al transformar el paso de calle en un paso de tango, se produce una reducción significativa de pasos por minuto (lo que debe determinar una disminución de Fc), y el paso individual es aproximadamente un 20 % mayor que en el modo calle (lo que debiera aumentar Lc). Dado que no registramos cambios en Fc, es posible que las observaciones de Laguna (2020) estuvieran asociadas con cambios en VM. Estudios previos indicaron que, al caminar a una velocidad determinada, elegimos una Fc que minimiza el gasto energético (Minetti *et al.*, 1995). Sin embargo, al caminar con la técnica de tango, esto no ocurrió, ya que el CoT aumentó significativamente y la Ef disminuyó significativamente, aunque VM, Fc y Lc no variaron respecto a los valores obtenidos en la marcha habitual a VMa.

Al caminar, 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 (Mian *et al.*, 2006; Peyré-Tartaruga *et al.*, 2021; Saibene y Minetti, 2003). Por lo tanto, los valores de CoT registrados para la velocidad autoseleccionada (1.64 ± 0.51) se encuentran dentro del rango esperado para la velocidad desarrollada en este estudio (1.07 ± 0.12). Mientras tanto, al caminar con la técnica de tango, el CoT aumentó significativamente (3.16 ± 0.98). Este es un valor intermedio entre el óptimo para caminar y el obtenido para el CoT durante la carrera a velocidad constante en un régimen predominantemente aeróbico (Biancardi *et al.*, 2023; Margaria *et al.*, 1963; Peyré-Tartaruga *et al.*, 2021; Saibene y Minetti, 2003). El valor resulta también similar al CoT de la marcha en personas con diferentes patologías o problemas de coordinación motora (Bona *et al.*, 2017; Marimán-Rivero *et al.*, 2022). Aunque se registraron durante desplazamientos libres a una velocidad autoseleccionada, ambos modos de andar mostraron una distribución similar de valores de CoT en función de la velocidad, registrándose valores de CoT más altos a velocidades más bajas y una tendencia hacia velocidades energéticamente óptimas (valores mínimos de CoT) de alrededor de 1.1 a 1.4 m/s (Mian *et al.*, 2006; Peyré-Tartaruga *et al.*, 2021; Saibene y Minetti, 2003).

En muchos casos de patrones locomotores alterados, se ha observado una fuerte correlación entre la generación de trabajo mecánico y una mayor demanda metabólica (Peyré-Tartaruga y Coertjens, 2018). Por lo tanto, se esperaba que algunos de los valores de trabajo mecánico contribuyesen a explicar las diferencias encontradas en el CoT. Sin embargo, Wext, Wint y Wtot no cambiaron significativamente al comparar ambos tipos de marcha. Nuestros resultados en ambas condiciones de marcha se alinean completamente con el rango documentado para sujetos adultos sanos desplazándose a VMa para; Wext (Bona *et al.*, 2017; Minetti *et al.*, 1995; Saibene y Minetti, 2003; Schepens *et al.*, 2004; Torres *et al.*, 2024), Wint (Nardello *et al.*, 2011; Schepens *et al.*, 2004; Torres *et al.*, 2024), Wtot (Minetti *et al.*, 1995; Saibene y Minetti, 2003; Schepens *et al.*, 2004; Torres *et al.*, 2024), R (Bona *et al.*, 2017; Schepens *et al.*, 2004; Torres *et al.*, 2024). De alguna manera el aumento del costo energético (CoT) durante la marcha de tango está más relacionado con la menor efectividad del mecanismo pendular de recuperación de energía (se observó una disminución de R) que con el aumento del trabajo mecánico. Este comportamiento se puede explicar por las variaciones de energía y el desplazamiento vertical del CM durante un ciclo de marcha (ver figura 6.2.2). Otra observación interesante, que podría contribuir a explicar el aumento en CoT que ocurre durante la caminata de tango en el rol del líder, es que durante la caminata de tango la variabilidad fue más pronunciada. Además, esa variabilidad estuvo más asociada con las variables temporales (Tc y Fc) que con la espacial (Lc). También se observó una mayor variabilidad durante la caminata de tango para R y Wint. Es posible que esta variabilidad indique que la marcha de tango es más asimétrica que la marcha autoseleccionada, ya que, aunque el objetivo es mantener la simetría, esto resulta difícil por la postura del abrazo. El impacto de las asimetrías de los pasos en la energética de la caminata aún está en debate, pero se ha sugerido que la asimetría del tiempo del paso, podría ser más relevante para impactar el costo metabólico que la asimetría de la longitud del paso (Ellis *et*

al., 2013; Stenum y Choi, 2020; Stenum y Choi, 2021). Por ejemplo, imponer una asimetría temporal del 42 % produce una mecánica de transición paso a paso altamente asimétrica y aumenta el CoT hasta en un 80 % (Peyré-Tartaruga y Coertjens, 2018). Es posible que, a pesar de que las velocidades promedio sean las mismas, los cambios temporales inducidos al seguir la música y la costumbre de caminar con un abrazo que conduce a una asimetría, determinen una situación similar durante la marcha de tango en el rol de líder.

8. CONCLUSIONES

8.1. Conclusiones del Estudio 1

Los resultados de este estudio sugieren que los adultos saludables uruguayos durante la marcha en cinta caminadora presentan diferencias en varias medidas, espacio-temporales y algunas asociadas con el aprovechamiento de energía mecánica respecto a los valores que presenta la literatura.

La marcha de los adultos jóvenes y de mediana edad uruguayos presenta diferencias significativas en la VMa, Lc Wext y R, por lo que el rango de edad es un factor a considerar en pruebas clínicas donde estas variables sean cuantificadas.

8.2 Conclusiones del Estudio 2

Los resultados indican que caminar con los cambios estéticos que requiere el tango en el rol de líder en un ritmo de milonga, implica un aumento significativo en la demanda energética. Esta es una consideración inicial importante a tener en cuenta al utilizar el tango como estrategia de rehabilitación. Sin embargo, aún se requieren más estudios para determinar las causas de estos cambios.

El análisis de las asimetrías, junto con los cambios que asumimos que ocurren durante la marcha en el rol de líder en este trabajo, como el avance del eje corporal, la mayor movilidad de la pelvis en el plano transversal y la flexión de rodilla durante el apoyo, puede contribuir a comprender por qué hay un aumento tan significativo en el CoT y la Ef.

9. CONSIDERACIONES FINALES Y PERSPECTIVAS

La necesidad creciente de contar con evaluaciones del movimiento, funcionales, implementables y precisas, junto al aumento a nivel mundial y en particular a nivel nacional del número de adultos mayores, posiciona como relevante para el área de la salud la implementación de investigaciones básicas como las presentadas en este trabajo.

Los resultados obtenidos en ambos abordajes muestran que es necesario revisar supuestos y discutir diferentes aspectos de los métodos de evaluación y estrategias de rehabilitación. El primer estudio muestra como un factor intrínseco puede ser determinante en la interpretación de los resultados de una evaluación de marcha. En ese mismo trabajo, algunos resultados sugieren que poblaciones locales pueden presentar variaciones en su forma de desplazamiento, aunque no presenten diferencias antropométricas significativas. En definitiva, los resultados del primer análisis, marcan la necesidad de contar con tablas de referencia nacionales a los efectos de realizar interpretaciones más precisas de la mecánica y energética de la marcha con fines clínicos. Como limitación del primer estudio, debe señalarse que, además de un número bajo de sujetos analizados, no se controlaron sistemáticamente variables como el índice de masa corporal, los hábitos de actividad física o sedentarismo, ni la capacidad cardiorrespiratoria de los participantes, por lo que no puede descartarse que estas dimensiones hayan actuado como factores de confusión en la interpretación de los resultados.

El segundo estudio constituye el primer eslabón de una serie de investigaciones que será necesario llevar adelante a los efectos de contar con argumentos cuantitativos que justifiquen la utilización del tango como un enfoque de rehabilitación innovador. Estos primeros resultados, aunque estuvieron limitados a una situación concreta dentro de los movimientos que implica esta danza, marcan algunos puntos que hasta el momento no han sido considerados cuando el tango se utiliza en rehabilitación. Entre ellos se destacan que; el ritmo (determinado por la música) debe ser un elemento controlado y, que el CoT al caminar al estilo tango aumenta significativamente. Concretamente pudimos observar que con una milonga se consigue una VMa semejante a la habitual y ello sugiere que en el género tango posiblemente el desplazamiento sea más lento y por tanto el gasto energético resulte diferente. Los abordajes realizados no brindan una información concluyente respecto a las razones del aumento del CoT, lo que abre un abanico de posibilidades de análisis a los efectos de determinar por ejemplo si existe una mayor cantidad de co-contracciones que expliquen ese marcado aumento del CoT.

En este escenario es que pretendo continuar en mis futuras instancias de formación. En particular con el análisis de movimientos asociados al tango a los efectos de contribuir en la comprensión de la relación entre la mecánica del movimiento y el consumo de energía que esta implica. Contar con este tipo de información resulta indispensable para poder dar especificidad y progresividad a las tareas realizadas durante clases de tango en el contexto de la rehabilitación y también para entender la danza desde otra perspectiva.

LISTA DE REFERENCIAS

- Abe, D., Yanagawa, K., & Niihata, S. (2004). Effects of load carriage, load position, and walking speed on energy cost of walking. *Applied Ergonomics*, 35(4), 329–335. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2004.03.008>.
- Akima, H., Kano, Y., Enomoto, Y., Ishizu, M., Okada, M., Oishi, Y., Fukubayashi, T., & Katsuta, S. (2001). Muscle function in 164 men and women aged 20–84 yr. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(2), 220–226. <https://doi.org/10.1097/00005768-200102000-00008>.
- Alexander, R. M., & Jayes, A. S. (1983). A dynamic similarity hypothesis for the gaits of quadrupedal mammals. *Journal of Zoology*, 201(1), 135–152. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7998.1983.tb04266.x>
- Alexander, R. M. (1989). Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiological reviews*, 69(4), 1199–1227. <https://doi.org/10.1152/physrev.1989.69.4.1199>.
- Ararat-García, K. F., Ballesteros-Henao, A. C., Sánchez, D. P., & Ordoñez-Mora, L. T. (2022). Efectos de la danza en adultos mayores con riesgo de caídas: Revisión exploratoria. *Gaceta Médica de México*, 158(3), 135–143. <https://doi.org/10.24875/GMM.M22000655>.
- Baker, R. (2006). Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3(1), Article 4. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-4>.
- Bastien, G. J., Willems, P. A., Schepens, B., & Heglund, N. C. (2005). Effect of load and speed on the energetic cost of human walking. *European Journal of Applied Physiology*, 94(1), 76–83. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1286-z>.
- Biancardi, C. M., Lagos-Hausheer, L., Pequera, G., Castroman, E., Cazot, F., Martinez, E., & Bona, R. L. (2023). Energetic cost of running in track and treadmill. In *Proceedings of the 11th International Conference on Sport Sciences Research and Technology Support (icSPORTS)* (pp. 173–178). <https://doi.org/10.5220/0012202300003587>
- Bona, R. L., Bonezi, A., da Silva, P. F., Biancardi, C. M., de Souza Castro, F. A., & Clausel, N. O. (2017). Effect of walking speed in heart failure patients and heart transplant patients. *Clinical Biomechanics*, 42, 85–91. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.01.008>.

- 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(2), 133–140. <https://doi.org/10.1080/21679169.2018.1561941>.
- Brown, R. T., & Covinsky, K. E. (2020). Moving prevention of functional impairment upstream: Is middle age an ideal time for intervention? *Women's Midlife Health*, 6, Article 4. <https://doi.org/10.1186/s40695-020-00054-z>.
- Browning, R. C., & Kram, R. (2005). Energetic cost and preferred speed of walking in obese vs. normal weight women. *Obesity Research*, 13(5), 891–899. <https://doi.org/10.1038/oby.2005.103>
- 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(2), 390–398. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00767.2005>.
- Browning, R. C., & Kram, R. (2007). Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(9), 1632–1641. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318076b54b>.
- Browning, R. C., McGowan, C. P., & Kram, R. (2009). Obesity does not increase external mechanical work per kilogram body mass during walking. *Journal of Biomechanics*, 42(14), 2273–2278. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.06.046>.
- Browning, R. C. (2012). Locomotion mechanics in obese adults and children. *Current Obesity Reports*, 1(3), 152–159. <https://doi.org/10.1007/s13679-012-0021-z>.
- Carr, J. H., & Shepherd, R. B. (2010). *Neurological rehabilitation: Optimizing motor performance*. Churchill Livingstone/Elsevier.
- Cavagna, G. A., Saibene, F. P., & Margaria, R. (1963). External work in walking. *Journal of Applied Physiology*, 18(1), 1–9. <https://doi.org/10.1152/jappl.1963.18.1.1>.
- Cavagna, G. A., & Margaria, R. (1966). Mechanics of walking. *Journal of Applied Physiology*, 21(1), 271–278. <https://doi.org/10.1152/jappl.1966.21.1.271>.
- Cavagna, G. A. (1975). Force platforms as ergometers. *Journal of Applied Physiology*, 39(1), 174–179. <https://doi.org/10.1152/jappl.1975.39.1.174>.

- Cavagna, G. A., Thys, H., & Zamboni, A. (1976). The sources of external work in level walking and running. *The Journal of Physiology*, 262(3), 639–657. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1976.sp011613>.
- Cavagna, G. A., Franzetti, P., & Fuchimoto, T. (1983). The mechanics of walking in children. *The Journal of Physiology*, 343(1), 323–339. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1983.sp014895>.
- Cavagna, G. A. (2017). *Physiological aspects of legged terrestrial locomotion: The motor and the machine*. Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-49980-2>.
- Chaves, A. S. (2000). *Física: Curso básico para estudantes de ciências físicas e engenharia. Vol. 1, Mecânica*. Reichmann & Affonso Editores.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). Lawrence Erlbaum Associates.
- Chuang, Y. F., Chen, C. C., Hsu, M. J., Huang, N. J., Huang, Y. Z., Chan, H. L., & Chang, Y. J. (2019). Age-related changes of the motor excitabilities and central and peripheral muscle strength. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 44, 132–138. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.12.007>.
- Cooke, C. B. (2008). Metabolic rate and energy balance. In R. Eston & T. Reilly (Eds.), *Kinanthropometry and exercise physiology laboratory manual: Tests, procedures and data* (3rd ed.). Routledge.
- 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(3), 366–369. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.01.006>.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135–163. <https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>.
- Detrembleur, C., Dierick, F., Stoquart, G., Chantaine, F., & Lejeune, T. (2003). Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait & Posture*, 18(1), 47–55. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00193-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00193-5).
- 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(3), 333–340. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.04.005>.

Di Prampero, P. E. (2015). *La locomozione umana su terra, in acqua, in aria*. Edi-Ermes.

Dipaola, M., Pavan, E. E., Cattaneo, A., Frazzitta, G., Pezzoli, G., Cavallari, P., Frigo, C. A., & Isaias, I. U. (2016). Mechanical energy recovery during walking in patients with Parkinson's disease. *PLOS ONE*, 11(6), e0156420. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0156420>.

Ellis, R. G., Howard, K. C., & Kram, R. (2013). The metabolic and mechanical costs of step time asymmetry in walking. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 280(1756), 20122784. <https://doi.org/10.1098/rspb.2012.2784>.

Fábrica, G., Peña, I., Silva-Pereyra, V., & Ramos-Arim, V. (2018). Aprovechamiento de energía, cinemática y estabilidad en la marcha de un paciente con amputación transfemoral sin abordaje de rehabilitación. *Revista de la Facultad de Medicina*, 66(1), 59–68. <https://doi.org/10.15446/revfacmed.v66n1.66724>.

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. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.06.006>

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, Article 24. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0012-x>.

Frontera, W. R. (2017). Physiologic changes of the musculoskeletal system with aging: A brief review. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 28(4), 705–711. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2017.06.004>.

Frumento, A. S. (1995). *Biofísica* (3.^a ed.). Mosby.

Grant, M. J., & Booth, A. (2009). A typology of reviews: An analysis of 14 review types and associated methodologies. *Health Information and Libraries Journal*, 26(2), 91–108. <https://doi.org/10.1111/j.1471-1842.2009.00848.x>

Griffin, T. M., Roberts, T. J., & Kram, R. (2003). Metabolic cost of generating muscular force in human walking: Insights from load-carrying and speed experiments. *Journal of Applied Physiology*, 95(1), 172–183. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00944.2002>.

Guzelbulut, C., Suzuki, K., & Shimono, S. (2022). Singular value decomposition-based gait characterization. *Heliyon*, 8(12), e12006. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e12006>.

Hackney, M. E., & Earhart, G. M. (2009). Effects of dance on movement control in Parkinson's disease: A comparison of Argentine tango and American ballroom. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41(6), 475–481. <https://doi.org/10.2340/16501977-0362>.

Hackney, M. E., & Earhart, G. M. (2010). Effects of dance on balance and gait in severe Parkinson disease: A case study. *Disability and Rehabilitation*, 32(8), 679–684. <https://doi.org/10.3109/09638280903247905>.

Heglund, N. C., Willems, P. A., Penta, M., & Cavagna, G. A. (1995). Energy-saving gait mechanics with head-supported loads. *Nature*, 375(6526), 52–54. <https://doi.org/10.1038/375052a0>.

Herssens, N., Verbecque, E., Halleman, A., Vereeck, L., Van Rompaey, V., & Saeys, W. (2018). Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults? A systematic review. *Gait & Posture*, 64, 181–190. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.012>.

Herzog, W. R. (2000). *Skeletal muscle mechanics: From mechanisms to function*. John Wiley & Sons

Kennis, E., Verschueren, S., Van Roie, E., Thomis, M., Lefevre, J., & Delecluse, C. (2014). Longitudinal impact of aging on muscle quality in middle-aged men. *Age (Dordrecht)*, 36(4), 9689. <https://doi.org/10.1007/s11357-014-9689-1>.

Kerrigan, D. C., Riley, P. O., Lelas, J. L., & Della Croce, U. (2001). Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(2), 217–220. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.18063>

Kimel-Naor, S., Gottlieb, A., & Plotnik, M. (2017). The effect of uphill and downhill walking on gait parameters: A self-paced treadmill study. *Journal of Biomechanics*, 60, 142–149. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.06.030>

Kleim, J. A., & Jones, T. A. (2008). Principles of experience-dependent neural plasticity: Implications for

rehabilitation after brain damage. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 51(1), S225–S239. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2008/018\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2008/018)).

Laguna, A. C. (2020). Biomechanical analysis and metric interpretation of ‘walking’ in tango dance. *European Review of Artistic Studies*, 11(4), 1–20. <https://doi.org/10.37334/eras.v11i4.15>

Lieberman, D. E., Mahaffey, M., Cubesare Quimare, S., Holowka, N. B., Wallace, I. J., & Baggish, A. L. (2020). Running in Tarahumara (Rarámuri) culture: Persistence hunting, footracing, dancing, work, and the fallacy of the athletic savage. *Current Anthropology*, 61(3), 356–379. <https://doi.org/10.1086/708810>.

Liu, X., Shen, P.-L., & Tsai, Y.-S. (2021). Dance intervention effects on physical function in healthy older adults: A systematic review and meta-analysis. *Aging Clinical and Experimental Research*, 33(2), 253–263. <https://doi.org/10.1007/s40520-019-01440-y>

Lötzke, D., Ostermann, T., & Büssing, A. (2015). Argentine tango in Parkinson disease: A systematic review and meta-analysis. *BMC Neurology*, 15(1), 226. <https://doi.org/10.1186/s12883-015-0484-0>

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(2), 426–434. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818606e7>.

Malatesta, D., Canepa, M., & Menéndez Fernández, 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(9), 1833–1843. <https://doi.org/10.1007/s00421-017-3672-3>

Margaria, R., Cerretelli, P., Aghemo, P., & Sassi, G. (1963). Energy cost of running. *Journal of Applied Physiology*, 18(2), 367–370. <https://doi.org/10.1152/jappl.1963.18.2.367>

Marimán Rivero, J. J., Lorca, E., Biancardi, C., Burgos Concha, P. I., & Álvarez Ruf, J. (2022). Brain’s energy after stroke: From a cellular perspective toward behavior. *Frontiers in Integrative Neuroscience*, 16, 826728. <https://doi.org/10.3389/fnint.2022.826728>

Martin, J. P., & Li, Q. (2017). Overground vs. treadmill walking on biomechanical energy harvesting: An energetics and EMG study. *Gait & Posture*, 52, 124–128. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.11.027>

- McCrum, C., Epro, G., Meijer, K., Zijlstra, W., Brüggemann, G. P., & Karamanidis, K. (2016). Locomotor stability and adaptation during perturbed walking across the adult female lifespan. *Journal of Biomechanics*, 49(7), 1244–1247. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.02.051>.
- McGrath, T. A., Moher, D., & McInnes, M. D. F. (2019). Steps toward more complete reporting of systematic reviews of diagnostic test accuracy: Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses of Diagnostic Test Accuracy (PRISMA-DTA). *Systematic Reviews*, 8(1), 166. <https://doi.org/10.1186/s13643-019-1090-9>.
- McKee, K. E., & Hackney, M. E. (2013). The effects of adapted tango on spatial cognition and disease severity in Parkinson's disease. *Journal of Motor Behavior*, 45(6), 519–529. <https://doi.org/10.1080/00222895.2013.834288>
- Mian, O. S., Thom, J. M., Ardigò, 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. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2006.01522.x>.
- Minetti, A. E., Ardigò, L. P., & Saibene, F. (1993). Mechanical determinants of gradient walking energetics in man. *The Journal of Physiology*, 472(1), 725–735. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1993.sp019969>
- Minetti, A. E., Saibene, F., Ardigò, L. P., Atchou, G., Schena, F., & Ferretti, G. (1994a). Pygmy locomotion. *European Journal of Applied Physiology*, 68(4), 285–290. <https://doi.org/10.1007/BF00571444>.
- Minetti, A. E., Ardigò, L. P., & Saibene, F. (1994b). Mechanical determinants of the minimum energy cost of gradient running in humans. *Journal of Experimental Biology*, 195(1), 211–225. <https://doi.org/10.1242/jeb.195.1.211>.
- 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(8), 1194–1202. PMID: 7476065.
- Minetti, A. E. (1998). A model equation for the prediction of mechanical internal work of terrestrial locomotion. *Journal of Biomechanics*, 31(5), 463–468. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(98\)00038-4](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(98)00038-4).
- Minetti, A. E., Ardigò, L. P., Saibene, F., Ferrero, S., & Sartorio, A. (2000). Mechanical and metabolic profile of locomotion in adults with childhood-onset GH deficiency. *European Journal of Endocrinology*,

142(1), 35–41. <https://doi.org/10.1530/eje.0.1420035>.

Minetti, A. E., Moia, C., Roi, G. S., Susta, D., & Ferretti, G. (2002). Energy cost of walking and running at extreme uphill and downhill slopes. *Journal of Applied Physiology*, 93(3), 1039–1046. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01177.2001>

Minetti, A. E., Moorhead, A. P., & Pavei, G. (2020). Frictional internal work of damped limb oscillation in human locomotion. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 287(1931), 20201410. <https://doi.org/10.1098/rspb.2020.1410>

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. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-45397-4>

Myers, M. J., & Steudel, K. (1985). Effect of limb mass and its distribution on the energetic cost of running. *Journal of Experimental Biology*, 116, 363–373. <https://doi.org/10.1242/jeb.116.1.363>.

Nardello, F., Ardigò, L. P., & Minetti, A. E. (2011). Measured and predicted mechanical internal work in human locomotion. *Human Movement Science*, 30(1), 90–104. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.05.012>

Organización Mundial de la Salud, & Banco Mundial. (2011). *Informe mundial sobre la discapacidad*. Ginebra: Organización Mundial de la Salud. <https://www.who.int/es/publications/i/item/9789241564182>

Ouzzani, M., Hammady, H., Fedorowicz, Z., & Elmagarmid, A. (2016). Rayyan—a web and mobile app for systematic reviews. *Systematic Reviews*, 5, 210. <https://doi.org/10.1186/s13643-016-0384-4>

Pavei, G., Seminati, E., Cazzola, D., & Minetti, A. E. (2017). On the estimation accuracy of the 3D body center of mass trajectory during human locomotion: Inverse vs. forward dynamics. *Frontiers in Physiology*, 8, 129. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00129>.

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. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01789>.

Peyré-Tartaruga, L. A., Dewolf, A. H., di Prampero, P. E., Fábrica, 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*, 106(9), 1897–1908. <https://doi.org/10.1113/EP089313>

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

Rabinovich, D. B., Garreto, N., Arakaki, T., & DeSouza, J. (2019). A high dose tango intervention for people with Parkinson's disease (PwPD). *Advances in Integrative Medicine*, 8(4), 272–277. <https://doi.org/10.1101/613661>.

Reid, K. F., Pasha, E., Doros, G., Clark, D. J., Patten, C., Phillips, E. M., et al. (2014). Longitudinal decline of lower extremity muscle power in healthy and mobility-limited older adults: Influence of muscle mass, strength, composition, neuromuscular activation and single fiber contractile properties. *European Journal of Applied Physiology*, 114(1), 29–39. <https://doi.org/10.1007/s00421-013-2728-2>.

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(1), 17–24. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.07.003>

Rock, C. G., Marmelat, V., Yentes, J. M., Siu, K. C., & Takahashi, K. Z. (2018). Interaction between step-to-step variability and metabolic cost of transport during human walking. *Journal of Experimental Biology*, 221(22), jeb185447. <https://doi.org/10.1242/jeb.181834>.

Saibene, F., & Minetti, A. E. (2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 88(4–5), 297–316. 10.1007/s00421-002-0654-9. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0654-9>.

Schmidt-Nielsen, K. (1972). Locomotion: Energy cost of swimming, flying, and running. *Science*, 177(4045), 222–228. <https://doi.org/10.1126/science.177.4045.222>

Sgaravatti, A., Santos, D., Bermudez, G., & Barboza, A. (2018). Velocidad de marcha del adulto mayor funcionalmente saludable. *Anfamed*, 5(2), 93–101. <https://doi.org/10.25184/anfamed2018v5n2a8>.

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2017). *Motor control: Translating research into clinical practice* (5th ed.). Philadelphia, PA: Wolters Kluwer.

Spyropoulos, P., Pisciotta, J. C., Pavlou, K. N., Cairns, M. A., & Simon, S. R. (1991). Biomechanical gait analysis in obese men. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72(13), 1065– 1070. PMID: 1741658.

Stenum, J., & Choi, J. T. (2020). Step time asymmetry but not step length asymmetry is adapted to optimize energy cost of split-belt treadmill walking. *The Journal of Physiology*, 598(18), 4063– 4078. <https://doi.org/10.1113/JP279195>.

Stenum, J., & Choi, J. T. (2021). Disentangling the energetic costs of step time asymmetry and step length asymmetry in human walking. *Journal of Experimental Biology*, 224(23), jeb242258. <https://doi.org/10.1242/jeb.242258>.

Stoquart, G., Detrembleur, C., & Lejeune, T. (2008). Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Neurophysiologie Clinique*, 38(2), 105–116. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.02.002>

Torres, C. M., Biancardi, C., Pequera, G., & Fábrica, G. (2024). Mechanics and energy during treadmill walking in healthy Uruguayan adults: Effect of BMI and age. *Anales de la Facultad de Medicina*, 11(2). <https://doi.org/10.25184/anfamed2024v11n2a2>

Vervoort, D., den Otter, A. R., Buurke, T. J. W., Vuillerme, N., Hortobágyi, T., & Lamoth, C. J. C. (2019). Do gait and muscle activation patterns change at middle-age during split-belt adaptation? *Journal of Biomechanics*, 99, 109510. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109510>.

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(5), 444–449. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.09.002>.

Wilmore, J. H. (2014). *Fisiología del esfuerzo y del deporte*. Barcelona: Paidotribo.

Willems, P. A., Cavagna, G. A., & Heglund, N. C. (1995). External, internal and total work in human locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 198(2), 379– 393. <https://doi.org/10.1242/jeb.198.2.379>

Willems, P. A., Schepens, B., & Detrembleur, C. (2012). Marcha normal. *EMC - Kinesiterapia y Medicina Física*, 33(2), 1–29. [https://doi.org/10.1016/S1293-2965\(12\)61944-6](https://doi.org/10.1016/S1293-2965(12)61944-6)

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). Hoboken, NJ: John Wiley & Sons.

World Health Organization. (2017). *Rehabilitation in health systems*. Geneva: World Health Organization. <https://www.who.int/publications/i/item/9789241515986>

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. <https://doi.org/10.1016/j.socscimed.2018.05.041>