

# Estudio de Parámetros Metabólicos, Mecánicos y Electromiográficos en la Locomoción Humana a Velocidad Variable y en Transiciones Marcha-Carrera- Marcha

Leonardo Antonio Lagos Hausheer

Tesis para optar al grado académico de Doctor en Ciencias Biológicas  
mención Ciencias Fisiológicas

Programa de Posgrado en Ciencias Biológicas  
Programa de Desarrollo de las Ciencias Básicas  
Universidad de la República  
Paysandú- Uruguay  
Septiembre de 2023

# Estudio de Parámetros Metabólicos, Mecánicos y Electromiográficos en la Locomoción Humana a Velocidad Variable y en Transiciones Marcha-Carrera-Marcha

Tesis de Doctorado presentada al Programa de Posgrado en Ciencias Biológicas, Programa de Desarrollo de las Ciencias Básicas de la Universidad de la República, como parte de los requisitos necesarios para la obtención del título de Doctor en Ciencias Biológicas mención Ciencias Fisiológicas.

Director:

Dr. Carlo Massimo Biancardi

Codirector:

Dra. Renata Luisa Bona

Candidato:

Leonardo Lagos Hausheer

[leolagos@udec.cl](mailto:leolagos@udec.cl)

<https://orcid.org/0000-0003-2588-1548>

Paysandú – Uruguay

Septiembre de 2023

## Integrantes del tribunal de defensa de tesis

---

Richard Fariña Phd

---

Franco Simini Phd

---

Felipe Carpes Phd

Paysandú – Uruguay

Septiembre de 2023

## Agradecimientos

Embarcarse en un doctorado teniendo trabajo y familia es un proceso largo y desafiante, muchas horas y días completos que restas a los que más quieres. Sin duda, esto no podría ser posible sin el amor incondicional de mi vida: Angela, Amanda y Julieta, a quienes agradeceré eternamente el pedacito de vida que me regalaron para cumplir mis sueños.

El apoyo de mis tutores y guías Carlo Biancardi y Renata Bona fue fundamental desde el inicio, me mostraron el lado más lindo de la ciencia y trabajo en equipo, así como la rigurosidad de los estudios doctorales. Sin dudas, lo plasmado en este manuscrito equivalente a cinco artículos científicos no se llevaría a cabo sin sus conversaciones, consejos y siempre buenas críticas a los avances que se iban realizando.

No puedo dejar de mencionar a los compañeros Uruguayos del LIBIAM que me acogieron desde el primer día, y ayudaron en todos los ámbitos que fue necesario, me llevo los mejores recuerdos de Germán Pequera, Gonzalo Gianneechini, Mateo Rodrigues, Valentina Silva y Angie Racedo.

Mención especial para Artur Bonezi, Benjamín Bona-Bonezi y Tiziana que me hicieron sentir como en casa cada vez que viajé a Payandú.

Con sincera admiración

Leonardo Lagos Hausheer

**Septiembre 2023**

**Paysandú- Uruguay**

# Resumen

## Estudio de Parámetros Metabólicos, Mecánicos y Electromiográficos en la Locomoción Humana a Velocidad Variable y en Transiciones Marcha-Carrera-Marcha

### Introducción y antecedentes

La marcha humana puede definirse como aquella en la que siempre al menos un pie está en el suelo, mientras que correr y galopar (skipping) siempre implican una fase balística, y aérea, por eso se llaman marcha de rebote. Uno de los modelos más usados en la marcha humana es el de péndulo invertido, el cual responde a las características de un oscilador armónico y se basa en las relaciones alométricas y de proporcionalidad dinámica para establecer cálculos, siendo uno de ellos la capacidad de reconvertir un alto porcentaje de energía mecánica (recovery) producto de la oposición de fase entre energía cinética y potencial en cada ciclo. Este indicador cae a valores mínimos, cerca de cero, en la carrera, descrita mecánicamente por un modelo masa-resorte. Este modelo introduce el comportamiento elástico dentro del cálculo de energía mecánica, que se suma a la sincronía de fase entre energías cinética y potencial, como una explicación consensuada sobre la disminución del recovery. El evento que ocurre cuando se cambia de una de estas formas a otra se denomina transición e implica un relevo abrupto de un modelo mecánico a otro. La forma en que el cuerpo gestiona su economía metabólica y mecánica es conocida para condiciones a velocidad constante pero aún poco estudiada a velocidad variable y más aún específicamente en las transiciones de marcha-carrera-marcha.

El propósito de esta investigación fue estudiar en profundidad la mecánica y la energía de la locomoción humana a velocidad variable, incluidos los cambios en la marcha, carrera y transiciones, porque hipotéticamente las transiciones de la marcha podrían causar un costo adicional. Diseñamos experimentos de laboratorio para medir las variables mecánicas y fisiológicas durante la locomoción con ciclos de aceleración positiva y negativa, incluidas las transiciones caminar-correr y correr-caminar.

En este trabajo se planteó como objetivo conocer si desplazarse según un protocolo de velocidad variable, basado en aceleraciones y desaceleraciones en torno a la velocidad personal de transición marcha-carrera, era mecánica, electromiográfica y metabólicamente diferente de caminar o correr a velocidad constante. Los objetivos específicos se enfocaron en el análisis del comportamiento mecánico

y de la activación de los módulos de sinergias en los pasos de transición marcha-carrera y carrera-marcha. Se incorporaron pruebas de comparación de *Costo metabólico* entre campo y laboratorio guiadas por retroalimentación auditiva.

## **Metodología**

Se generó una rampa de aceleraciones y desaceleraciones que osciló  $\pm 10$  y  $\pm 20\%$  en torno a la velocidad personal de transición marcha a carrera. Las pruebas de laboratorio se realizaron con sistema VICON para Captura de Movimiento, Delsys-Trigno para Electromiografía superficial y Cosmed-K5 para Ergoespirometría. Los marcadores se instalaron según un modelo validado, y la electromiografía según SENIAM. Se implementaron rutinas en Matlab, Python y R para procesar los datos y extraer, por un lado, el comportamiento mecánico: *Trabajo Mecánico, Eficiencia Mecánica Aparente, Recovery*; y por otro, el Neuromuscular: *Electromiograma y Sinergias Musculares*. Para el comportamiento Metabólico se calculó *Costo metabólico de Transporte* usando planillas de Excel. Además, se estudió la fiabilidad entre laboratorio y campo donde se valoró *Frecuencia de pasos, Velocidad y Consumo de oxígeno*, utilizando el sistema GPS del ergo-espirómetro.

## **Resultados y discusión**

Pudimos comprobar que nuestros resultados metabólicos y mecánicos de marcha y carrera estuvieron en línea con otros autores clásicos. La concordancia entre nuestros resultados de velocidad constante y los de la literatura nos permite considerar también los resultados de velocidad variable y la primera novedad de este trabajo, es fiable.

En general, los resultados del protocolo de velocidad variable revelaron valores que oscilaron entre marcha y carrera, con la notable excepción del *Trabajo horizontal*. Este resultado concuerda con una de nuestras hipótesis de que el aumento de las aceleraciones del protocolo afectaría el *Trabajo mecánico*, y que el *Trabajo horizontal* está directamente influenciado por los cambios de la velocidad de avance

El costo mecánico adicional debido a las aceleraciones involucradas en velocidades variables, que se destacó por el aumento de *Trabajo horizontal*, fue equilibrado por el reducido *Trabajo mecánico* manteniendo un alto porcentaje de recuperación de energía. Pudimos mostrar también que este protocolo presentó similares tasas de *Consumo de oxígeno* que a velocidad constante aun cuando aumentara la frecuencia media de pasos, es decir, para cubrir el mismo trayecto sería más eficiente oscilar en torno a la velocidad de transición.

Por nuestros resultados pudimos verificar que uno de los principales efectos ahorrativos estuvo determinado por la fase desacelerante de la rampa. Al analizar específicamente los tipos de locomoción que conformaron el protocolo de velocidad variable, es decir, las secciones de marcha, carrera y transiciones con aceleraciones positivas o negativas, concluimos que el *Trabajo externo* de las transiciones fue menor que correr, el *Trabajo interno* de la sección marcha fue mayor que a velocidad constante, correr con aceleración positiva resultó con más *Trabajo interno* que hacerlo negativamente. El *Trabajo vertical* de la sección correr fue menor que hacerlo a velocidad constante, mientras el *Trabajo horizontal* mayor (entre 12% y 24%). Al analizar los desplazamientos verticales del *Centro de masas* durante el protocolo fue posible notar una "adaptación mecánica" visible durante los pasos alrededor de las transiciones de la marcha, cuando el mecanismo de ahorro cambia de masa pendular a resorte y viceversa. Esto implicaría, por ejemplo, que en la fase de aceleración negativa después de la transición carrera-marcha parte de la inercia "traída de la carrera" se transfiera a los siguientes pasos de caminata generando un mecanismo de transición "híbrido" y ampliado entre el modelo masa-resorte y el péndulo. Esta fase de aceleraciones negativas permitiría que el resorte siga liberando energía, mientras que el elemento rígido (péndulo) comienza con su función de ahorro de energía al caminar. El comportamiento de los pasos después de esta transición sería similar al de un fluido no newtoniano que depende de la velocidad para modificar la rigidez de su estructura o equivalente a un amortiguador hidráulico que modifica su capacidad de compresión y extensión en función de la velocidad y el ángulo de impacto. Cerca del 50% de los sujetos evaluados (independiente de las velocidades), mantuvieron una mayor altura del *Centro de masa* para caminar posterior a la transición carrera-marcha y pudimos identificar que la forma de hacer la transición es cinemáticamente diferente para ambas transiciones, en marcha-carrera se presenta una elevación brusca y una búsqueda del *Centro de masa* rápida hacia la verticalidad, mientras que para carrera-marcha se presenta un descenso del *Centro de masa* que es progresivo y que no siempre llegó a la misma altura previa a la transición marcha-carrera.

Al aumentar la *Velocidad* de marcha se genera una disminución brusca de la *Frecuencia* al cambiar de caminar a correr. Al contrario de esto, en nuestro experimento fue posible notar que la *Frecuencia de paso* aumentó inmediatamente después de la transición marcha-carrera.

El *Recovery* durante la sección marcha fue 12% menor que a velocidad constante (61%), en cambio toda la sección de carrera (con aceleración positiva y negativa) tuvo cerca de un 11% más de *Recovery* que a velocidad constante (5%). Al parecer el *Recovery* de la sección carrera y el paso acelerando y desacelerando por las transiciones explicarían en parte un mejor desempeño de la rampa de transiciones, esto ya que oscilar en torno a la velocidad de transición marcha-carrera logró mejorar la capacidad de desplazarse hacia adelante. Ha sido posible verificar que para la sección carrera el cuerpo ha privilegiado el avance más que la altura del *Centro de masas*, logrando un punto energéticamente intermedio entre marcha y carrera que lo haría más eficiente.

Uno de los objetivos iniciales era regular la velocidad en pista con un feedback auditivo, si bien este objetivo no fue posible realizarlo, pudimos identificar que el control de la velocidad de marcha y carrera (al menos en un protocolo variable) y la adopción de una frecuencia de pasos basada en retroalimentación auditiva no fue una estrategia fiable para comparar velocidades entre laboratorio y campo. Pero si fiable para repetir la misma prueba en campo.

Las condiciones del protocolo de experimental generaron cambios la coordinación intermuscular, denotados por la anticipación de algunas las *Sinergias musculares*, como en los tiempos de activación de cada músculo, al comparar las transiciones con marcha, carrera y skipping a velocidad constante.

Se presentaron en general 1 o 2 *Sinergias* extras en los pasos de transición al contrastar con marcha y carrera, y pudimos comprobar que el sistema nervioso central ocupa repertorios de activación conocidos que modifica en las transiciones. Se identificó que tareas exigentes necesitarían una regulación eferente diferente, ya sea para acciones que necesiten mayor especificad o para mayor cantidad de músculos participando simultáneamente en la tarea, en este caso transiciones. Es decir, el cambio de tipo de paso determino una acomodación neuromuscular para controlar las aceleraciones y desaceleraciones impuestas.

## Conclusiones

Al menos en condiciones de laboratorio con aceleraciones positivas y negativas suaves, y basadas en la velocidad personal de transición marcha-carrera, se han presentado valores intermedios al comparar con marcha y carrera en los componentes metabólicos, mecánicos y electromiográficos, que por un lado han mostrado una alternancia entre los modelos de péndulo invertido y masa-resorte, y por otro, una estrategia híbrida con participación neuromuscular que implica cambios en el *Centro de masa* corporal incluso varios ciclos después de la transición.

Si bien los cambios de patrón (marcha-carrera-marcha) implican una adaptación a nivel muscular, como se comprobó en los resultados del análisis de *Sinergias*, hay también adaptaciones mecánicas que permiten minimizar pérdidas de energía mecánica durante las transiciones. En total, eso determina que las aceleraciones positivas y negativas no afecten el *Costo metabólico*, haciendo que desplazarse a velocidad y patrón variable pueda presentar, en algunas condiciones, ventajas respecto del desplazamiento a velocidad y patrón constante.

## Aplicaciones prácticas extraídas.

Este estudio permitirá entregar nuevas herramientas a clínicos y entrenadores, ya que permite el uso práctico de este protocolo como estrategia para: (1) Ahorro energético en comparación con carrera a velocidad constante cuando se ocupan velocidades entorno al  $\pm 10\%$  y  $\pm 20\%$  de la velocidad personal de transición marcha-carrera, (2) Rehabilitación en condiciones más exigentes que caminar, pero menos correr y (3) Mayor exigencia al sistema nervioso central cuando se requiere tener mayor especificidad neuromuscular y/o mayor activación de grupos musculares en la locomoción.

## Summary

# Metabolic, Mechanical, and Electromyographic Parameter Study in Human Locomotion at Variable Speeds and Walk-Run-Walk Transitions

## Introduction and Background

Human gait can be defined as a movement where at least one foot is always in contact with the ground, whereas running and skipping always involve a ballistic, aerial phase, which is why they are called bouncing gaits. One of the most widely used models in human gait is the inverted pendulum model, which follows the characteristics of a harmonic oscillator and is based on allometric and dynamic proportionality relationships for calculations, one of them being the ability to convert a high percentage of mechanical energy (recovery) resulting from the phase opposition between kinetic and potential energy in each cycle. This indicator drops to minimum values, close to zero, in running, which is mechanically described by a mass-spring model. This model introduces elastic behavior into the calculation of mechanical energy, which adds to the phase synchrony between kinetic and potential energies as an agreed-upon explanation for the decrease in recovery. The event that occurs when transitioning from one of these forms to another is called a transition and involves an abrupt shift from one mechanical model to another. The way the body manages its metabolic and mechanical economy is well understood under constant velocity conditions but is still poorly studied under variable speed conditions and even less so specifically in walk-run-walk transitions.

The purpose of this research was to deeply study the mechanics and energy aspects of human locomotion at variable speeds, including changes in walking, running, and transitions, because transitions in gait could hypothetically incur additional costs. We designed laboratory experiments to measure mechanical and physiological variables during locomotion with cycles of positive and negative accelerations, including walk-run and run-walk transitions.

This work aimed to determine whether moving according to a variable speed protocol, based on accelerations and decelerations around the personal walk-to-run transition speed, was mechanically, electromyographically, and metabolically different from walking or running at constant speed. Specific

objectives focused on the analysis of mechanical behavior and the activation of synergy modules in walk-to-run and run-to-walk transition steps. Metabolic cost comparison tests between field and laboratory settings guided by auditory feedback were also incorporated.

## **Methodology**

A ramp of accelerations and decelerations oscillating  $\pm 10\%$  and  $\pm 20\%$  around the personal walk-to-run transition speed was generated. Laboratory tests were conducted using the VICON Motion Capture system, Delsys-Trigno for surface electromyography, and Cosmed-K5 for ergospirometry. Markers were placed according to a validated model, and electromyography was conducted following SENIAM guidelines. Routines in Matlab, Python, and R were implemented to process the data and extract mechanical variables: Mechanical Work, Apparent Mechanical Efficiency, and Recovery, as well as Neuromuscular variables: Electromyography and Muscle Synergies. Metabolic behavior was assessed by calculating the Metabolic Cost of Transport using Excel spreadsheets. Additionally, reliability between laboratory and field settings was studied, assessing Step Frequency, Velocity, and Oxygen Consumption using the ergospirometer's GPS system.

## **Results and Discussion**

We were able to confirm that our metabolic and mechanical results for walking and running were in line with other classical authors. The agreement between our constant speed results and the literature allows us to consider the results of variable speed, and the first novelty of this work is reliable.

Overall, the results of the variable speed protocol revealed values that ranged between walking and running, with the notable exception of Horizontal Work. This result aligns with one of our hypotheses that increased accelerations in the protocol would affect mechanical work, and that Horizontal Work is directly influenced by changes in forward speed.

The additional mechanical cost due to accelerations involved in variable speeds, highlighted by increased Horizontal Work, was balanced by reduced mechanical work while maintaining a high percentage of energy recovery. We were also able to demonstrate that this protocol showed similar

rates of oxygen consumption as constant speed, even with an increased average step frequency, meaning that oscillating around the transition speed was more efficient for covering the same distance.

From our results, we could verify that one of the main energy-saving effects was determined by the deceleration phase of the ramp. When specifically analyzing the types of locomotion that made up the variable speed protocol, i.e., walking, running, and transitions with positive or negative accelerations, we concluded that the external work of the transitions was lower than running, and the internal work of the walking section was higher than at constant speed. Running with positive acceleration resulted in more internal work than running with negative acceleration. The vertical work of the running section was lower than at constant speed, while the horizontal work was higher (between 12% and 24%). Analyzing the vertical displacements of the Center of Mass during the protocol, it was possible to observe a visible "mechanical adaptation" during the steps around the gait transitions when the savings mechanism changed from a pendulum to a spring and vice versa. This would imply, for example, that in the deceleration phase after the run-walk transition, part of the "inertia brought from running" is transferred to the subsequent walking steps, generating a "hybrid" and extended transition mechanism between the mass-spring model and the pendulum. This phase of negative accelerations would allow the spring to continue releasing energy while the rigid element (pendulum) begins its energy-saving function during walking. The behavior of the steps after this transition would be similar to that of a non-Newtonian fluid that depends on speed to modify the stiffness of its structure or equivalent to a hydraulic damper that modifies its compression and extension capacity based on speed and impact angle. Approximately 50% of the evaluated subjects (regardless of speed) maintained a higher Center of Mass height for walking after the run-walk transition, and we were able to identify that the transition method is kinematically different for both transitions. In walk-run, there is a sudden elevation and a rapid search for verticality in the Center of Mass, while in run-walk, there is a progressive descent of the Center of Mass that does not always reach the same height as before the walk-run transition.

Increasing walking speed results in a sharp decrease in step frequency when switching from walking to running. Conversely, in our experiment, it was possible to observe that step frequency increased immediately after the walk-run transition. Recovery during the walking section was 12% lower than at constant speed (61%), while the entire running section (with positive and negative acceleration) had nearly 11% more recovery than at constant speed (5%). It seems that the recovery in the running section and the acceleration and deceleration steps in the transitions partially explain the improved

performance of the transition ramp, as oscillating around the transition speed improved the ability to move forward. It has been possible to confirm that in the running section, the body prioritized forward movement over Center of Mass height, achieving an energetically intermediate point between walking and running, which makes it more efficient.

One of the initial objectives was to regulate speed on the track with auditory feedback. While this objective was not achieved, we were able to identify that controlling walking and running speed (at least in a variable protocol) and adopting a step frequency based on auditory feedback was not a reliable strategy for comparing speeds between the laboratory and field. However, it was reliable for repeating the same test in the field.

The experimental protocol conditions generated changes in intermuscular coordination, denoted by the anticipation of some muscle synergies, such as activation times for each muscle, when comparing transitions with walking, running, and skipping at constant speed.

In general, 1 or 2 extra synergies were observed in transition steps compared to walking and running, and we were able to verify that the central nervous system uses known activation patterns that are modified during transitions. It was identified that demanding tasks would require different efferent regulation, either for actions requiring more specificity or for actions involving more muscle groups simultaneously, in this case, transitions. That is, changing the step type resulted in neuromuscular accommodation to control the imposed accelerations.

## **Conclusions**

At least under laboratory conditions with mild positive and negative accelerations and based on the personal walk-to-run transition speed, intermediate values have been observed when comparing metabolic, mechanical, and electromyographic components with walking and running. These values alternated between the inverted pendulum and mass-spring models, and a hybrid strategy with neuromuscular involvement was observed, which implied changes in the body's center of mass even several cycles after the transition.

While changes in gait patterns (walk-run-walk) entail muscular adaptations, as evidenced by the synergy analysis results, there are also mechanical adaptations that allow minimizing mechanical

energy losses during transitions. Overall, this means that positive and negative accelerations do not affect metabolic cost, making it possible that moving at variable speed and pattern may, under some conditions, have advantages over constant speed and pattern.

### **Practical Applications Derived**

This study will provide new tools for clinicians and coaches, as it allows the practical use of this protocol as a strategy for (1) energy savings compared to running at a constant speed when using speeds around  $\pm 10\%$  and  $\pm 20\%$  of the personal walk-to-run transition speed, (2) rehabilitation under more demanding conditions than walking but less than running, and (3) increased demand on the central nervous system when greater neuromuscular specificity and/or greater muscle group activation in locomotion are required.

## Lista de Figuras

<b>Figura 1. Costo de transporte (C) en relación de la masa corporal en algunos mamíferos terrestres y la ecuación predictiva de Alexander (2003)</b> .....	3
<b>Figura 2. Esquematación de un miembro inferior humano</b> .....	7
<b>Figura 3. Costo de transporte (C) en relación del patrón y de la velocidad en el hombre</b> .....	10
<b>Figura 4. Modelos Mecánicos</b> .....	12
<b>Figura 5. Ejemplo de trazados de energías del bCOM en un ciclo de marcha (A) y de carrera (B).</b> ...	13
<b>Figura 6. Porcentaje de Recovery en función de la Velocidad</b> .....	14
<b>Figura 7 Protocolo de Laboratorio</b> .....	23
<b>Figura 8. Pasos para la instalación de sensores, prueba en laboratorio y prueba en pista.</b> .....	24
<b>Figura 9 Variación de velocidad respecto de Ts lab</b> .....	25
<b>Figura 10 Protocolo Experimental</b> .....	56
<b>Figura 11 Resultados Frecuencia de paso y VO2</b> .....	59
<b>Figura 12. Bland-Altman para test-retest de velocidad de pista.</b> .....	60
<b>Figura 13. Velocidad obtenida por GPS</b> .....	62
<b>Figura 14. Resultados de la prueba a velocidad variable, caminando y corriendo a velocidad constante.</b> .....	77
<b>Figura 15. Trabajo vertical y horizontal</b> .....	78
<b>Figura 16. Propuesta de modelo de transición de masa-resorte a péndulo invertido y viceversa en VSP</b> .....	84
<b>Figura 17. Gráficos de resultados para la velocidad variable, caminar y correr a velocidad constante</b> .....	92
<b>Figura 18. Resultados con aceleraciones positivas y negativas</b> .....	93
<b>Figura 19. Desplazamiento del centro de masa</b> .....	95
<b>Figura 20. Frecuencia de zancada en diferentes marchas a velocidad variable y constante</b> .....	96
<b>Figura 21. Comportamiento del centro de masa a lo largo del protocolo de velocidad variable</b> .....	101
<b>Figura 22. Tipos de transición. Para la transición caminar-correr</b> .....	109
<b>Figura 23 Actividad muscular media.</b> .....	113
<b>Figura 24. Numero de Sinergias</b> .....	114
<b>Figura 25. Perfiles de tiempos de activación y sinergias musculares de las condiciones WRT(A,B) y RWT(C,D).</b> .....	115
<b>Figura 26. Similitud entre sinergias en las diferentes condiciones</b> .....	116
<b>Figura 27. Centros de activación de los diferentes modos en las transiciones</b> .....	117
<b>Figura 28. Centros de Activación según grupo muscular</b> .....	118

## Lista de Tablas

<b>Tabla 1. Resumen de los resultados de la muestra.....</b>	<b>26</b>
<b>Tabla 2 Obtención de Velocidades .....</b>	<b>28</b>
<b>Tabla 3. Resultados en Laboratorio (cinta de correr) y Pista (GPS).....</b>	<b>63</b>
<b>Tabla 4. Resultados de las pruebas a velocidad variable, caminar y correr a velocidad constante ..</b>	<b>75</b>
<b>Tabla 5. Porcentajes de variación .....</b>	<b>76</b>
<b>Tabla 6. Resumen resultados trabajo mecánico .....</b>	<b>94</b>
<b>Tabla 7. Resultados de frecuencia de zancada para cada tipo de marcha.....</b>	<b>97</b>
<b>Tabla 8. Comparativa de sinergias encontradas en la literatura para diferentes tipos de Gait .....</b>	<b>124</b>

## Lista de Siglas

<b>AE</b>	Eficiencia mecánica aparente
<b><i>AS<sub>track</sub></i></b>	Promedio de velocidad en pista con GPS
<b>BCoM</b>	Centro de masa corporal
<b>C</b>	Costo de transporte
<b>CoA</b>	Centro de activación
<b>Cosim</b>	Maxima similaridad del coseno
<b><i>DF</i></b>	Duty factor, tiempo relativo de contacto
<b>EMG</b>	Electromiograma de superficie
<b><i>HS</i></b>	Evento de golpe de talón
<b><i>IMC</i></b>	Índice de masa corporal
<b><i>nFr</i></b>	Numero de Froude
<b><i>LIBIAM</i></b>	Laboratorio de investigación en biomecánica y análisis del movimiento
<b>NMF</b>	Matrix de factorización No- Negativa
<b>R</b>	Carrera a velocidad constante
<b>R%</b>	Recovery
<b>RWT</b>	Transición Marcha-Carrera
<b><i>RW-Ts</i></b>	Velocidad de Transición Carrera- Marcha
<b><i>Strf</i></b>	Frecuencia de zancada
<b>SNC</b>	Sistema nervioso central
<b><i>TO</i></b>	Evento Despegue de dedos
<b><i>Ts</i></b>	Velocidad de transición
<b><i>Ts<sub>lab</sub></i></b>	Velocidad de transición personal en la cinta de correr
<b><i>Ts<sub>theory</sub></i></b>	Velocidad teórica personal de transición
<b>VSP</b>	Protocolo de velocidad variable
<b><math>\dot{V}O_2</math></b>	Consumo de oxígeno ( $\text{mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ )
<b><i>W</i></b>	Marcha a velocidad constante
<b><i>W<sub>ext</sub></i></b>	Trabajo externo
<b><i>W<sub>int</sub></i></b>	Trabajo interno
<b><i>W<sub>tot</sub></i></b>	Trabajo total

<b><math>W_v</math></b>	Trabajo vertical
<b><math>W_h</math></b>	Trabajo horizontal
<b><math>WR-Ts</math></b>	Velocidad de transición marcha-carrera
<b>WRT</b>	Transición Carrera- Marcha

### **Músculos**

<b>BICF</b>	Cabeza larga del Bíceps Femoral
<b>GASM</b>	Gastrocnemio medial
<b>GLUM</b>	Glúteo Medio
<b>GLUMAY</b>	Glúteo Mayor
<b>ILIO</b>	Iliocostal
<b>LONG</b>	Longísimo
<b>PERL</b>	Peroneo Lateral
<b>RECT</b>	Recto Femoral
<b>SEMT</b>	Semitendinoso
<b>SOL</b>	Soleo
<b>TIBA</b>	Tibial Anterior
<b>TFL</b>	Tensor Fascia Lata
<b>VASL</b>	Vast Lateral del cuádriceps
<b>VASM</b>	Vastus Medial del cuádriceps

# Tabla de contenido

Agradecimientos .....	IV
Resumen .....	V
Lista de Figuras .....	XV
Lista de Tablas .....	XVI
Lista de Siglas .....	XVII
<b>1. MARCO TEÓRICO .....</b>	<b>1</b>
<b>Capítulo: Locomoción Humana: Modelos y variables biomecánicas .....</b>	<b>1</b>
1.1 Locomoción bípeda y cuadrúpeda .....	1
1.2 Mecánica de los miembros .....	5
1.3 Trabajo Mecánico .....	7
1.4 Costo de Transporte .....	9
1.5 Patrones y modelos mecánicos .....	10
1.5.1 Marcha .....	11
1.5.2 Carrera .....	15
1.5.3 Skipping .....	18
1.6 Conclusiones .....	19
<b>2. DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA .....</b>	<b>20</b>
2.1 OBJETIVOS .....	22
2.1.1 General .....	22
2.1.2 Específicos .....	22
<b>3. METODOLOGÍA .....</b>	<b>23</b>
3.1 Diseño del estudio .....	23
3.2 Participantes .....	25
3.3 Criterios de inclusión .....	26
3.4 Criterios de exclusión .....	26
3.5 Determinación de la velocidad de transición personal .....	27
3.6 Protocolo de velocidad variable de laboratorio .....	27
3.7 Velocidad de paso .....	29
3.8 Cinemática .....	29
3.9 Trabajo mecánico (Costo mecánico del transporte) .....	30
3.10 Costo de transporte (Costo metabólico de transporte) .....	30
3.11 Eficiencia mecánica aparente (AE) .....	31
3.12 Electromiografía .....	31
<b>4. CAPÍTULOS .....</b>	<b>33</b>
<b>4.1 Capítulo: Efectividad de un control de velocidad variable basado en la retroalimentación auditiva: ¿es posible? ....</b>	<b>52</b>

<i>Resumen</i> .....	52
4.1.1 <i>Introducción</i> .....	53
4.1.2 <i>Métodos</i> .....	56
4.1.2.1 <i>Protocolo de laboratorio</i> .....	57
4.1.2.2 <i>Protocolo de campo</i> .....	57
4.1.2.3 <i>Condiciones ambientales</i> .....	57
4.1.2.4 <i>Análisis y estadísticas</i> .....	58
4.1.3 <i>Resultados</i> .....	59
4.1.4 <i>Discusión</i> .....	61
4.1.5 <i>Aplicación práctica</i> .....	66
4.1.6 <i>Conclusiones</i> .....	67
<b>4.2 Capítulo: ¿Cambiar de ritmo o no cambiar? Energética de la locomoción humana cerca de la velocidad de transición caminar-correr.</b> .....	<b>68</b>
<i>Resumen</i> .....	68
4.2.1 <i>Introducción</i> .....	70
4.2.2 <i>Métodos</i> .....	73
4.2.2.1 <i>Calculo y procesamiento de datos</i> .....	74
4.2.2.2 <i>Análisis y estadística</i> .....	74
4.2.3 <i>Resultados</i> .....	74
4.2.4 <i>Discusión</i> .....	78
4.2.5 <i>Conclusión</i> .....	85
<b>4.3 Capítulo: Un cambio no tan abrupto. Un análisis de los pasos de transición caminar-correr y correr-caminar.</b> .....	<b>86</b>
<i>Resumen</i> .....	86
4.3.1 <i>Introducción</i> .....	88
4.3.2 <i>Métodos</i> .....	89
4.3.2.1 <i>Protocolo del estudio</i> .....	89
4.3.3 <i>Resultados</i> .....	90
4.3.3.1 <i>Trabajo mecánico y recuperación de energía</i> .....	90
4.3.3.2 <i>Desplazamientos del centro de masa corporal</i> .....	94
4.3.3.3 <i>Frecuencia de zancada</i> .....	96
4.3.4 <i>Discusión</i> .....	97
4.3.4.1 <i>Trabajo Externo</i> .....	97
4.3.4.2 <i>Trabajo interno</i> .....	98
4.3.4.3 <i>Trabajo total</i> .....	98
4.3.4.4 <i>Trabajo vertical y horizontal</i> .....	99
4.3.4.5 <i>Recovery</i> .....	99
4.3.4.6 <i>Fase ascendente y descendente</i> .....	99
4.3.4.7 <i>Desplazamientos del centro de masa corporal</i> .....	100
4.3.4.8 <i>Frecuencia de zancada</i> .....	102
4.3.5 <i>Conclusión</i> .....	103

<b>4.4 Capitulo: Sinergias musculares en las transiciones marcha carrera y carrera marcha.....</b>	<b>104</b>
<i>Resumen.....</i>	<i>104</i>
4.4.1 <i>Introducción.....</i>	<i>106</i>
4.4.2 <i>Metodos.....</i>	<i>108</i>
4.4.2.1 <i>Análisis Cinemático.....</i>	<i>108</i>
4.3.2.2 <i>Procesamiento electromiográfico.....</i>	<i>109</i>
4.3.2.3 <i>Extracción de módulos de sinergia.....</i>	<i>110</i>
4.2.2.4 <i>Centro de Activación.....</i>	<i>111</i>
4.2.2.5 <i>Estadística.....</i>	<i>111</i>
4.4.3 <i>Resultados.....</i>	<i>112</i>
4.4.3.1 <i>Electromiografía.....</i>	<i>112</i>
4.4.3.2 <i>Sinergias Musculares.....</i>	<i>114</i>
4.4.3.3 <i>Patrones Temporales de Sinergia.....</i>	<i>116</i>
4.4.4 <i>Discusión.....</i>	<i>119</i>
4.4.4.1 <i>Perfiles de activación.....</i>	<i>119</i>
4.4.4.2 <i>Sinergias musculares.....</i>	<i>121</i>
4.4.4.3 <i>Patrones Temporales de Sinergias.....</i>	<i>125</i>
4.4.4.4 <i>Aplicaciones.....</i>	<i>126</i>
4.4.5 <i>Conclusión.....</i>	<i>127</i>
<b>5 Conclusiones generales.....</b>	<b>128</b>
<b>6 Referencias.....</b>	<b>133</b>
<b>7 Anexos.....</b>	<b>144</b>
7.1 <i>Consentimiento Informado.....</i>	<i>144</i>
7.2 <i>Congresos donde se han presentado resultados parciales de este doctorado.....</i>	<i>146</i>
7.3 <i>Contacto del autor.....</i>	<i>147</i>

# 1. MARCO TEÓRICO

## Capítulo: Locomoción Humana: Modelos y variables biomecánicas

Este capítulo corresponde a un artículo de revisión narrativa efectuada hasta el año 2021. Para la confección se utilizaron artículos clásicos, así como actualizaciones de documentos referidos a modelos y variables biomecánicas.

Artículo publicado en revista Pensar en Movimiento el 8 de septiembre 2021

<http://dx.doi.org/10.15517/pensarmov.v18i2.41360>

Los animales terrestres se desplazan principalmente gracias al movimiento cíclico de las extremidades. Si bien existe una técnica alternativa para la locomoción en tierra, es decir el rastreo, que se basa en la contracción de la musculatura axial, la locomoción con miembros es también la forma más antigua de locomoción terrestre (Biancardi et al., 2011). La locomoción con miembros pone diferentes desafíos de tipo mecánico: en cada ciclo los miembros tienen que ser reposicionados anatómicamente, con fases de aceleración y deceleración, y con la consiguiente elevación y descenso del centro de masa (G. Cavagna, 2017).

Este capítulo busca aclarar conceptos a través de estudios clásicos, explicar diferentes variables que sirven para comprender la locomoción, y mostrar estudios con animales. Estos son importantes para entender las investigaciones que siguieron. Objetivo de este texto es hacer una revisión de la literatura, que discute los aspectos mecánicos y energéticos de la locomoción, el efecto del tamaño y los diferentes patrones, con sus modelos mecánicos.

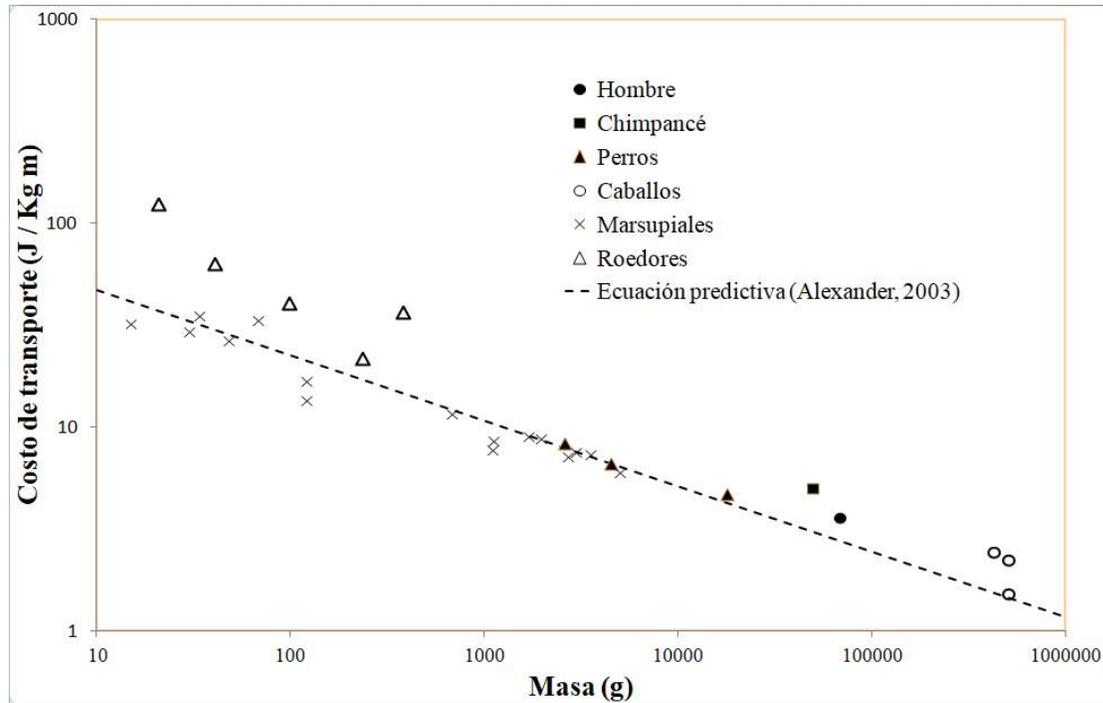
### 1.1 Locomoción bípeda y cuadrúpeda

Los humanos tenemos en nuestros actos locomotores tres actividades que permiten movilizarnos, y que compartimos con los otros bípedos y los cuadrúpedos: caminar, correr (o trotar) y galopar (skipping)(Saibene & Minetti, 2003). En los humanos caminar se reconoce porque existe una fase de contacto de ambos pies en el suelo, lo mismo pasa en los pares delantero y trasero de los cuadrúpedos caminando. Correr está determinado por la ausencia del doble apoyo y la presencia de una fase balística, o de vuelo, más o menos predominante. En los cuadrúpedos el mismo movimiento, con un desfase del 50% entre los pares delantero y trasero, determina el trote. El galope o “skipping” se distingue por estar compuesto por un paso con doble contacto, seguido de un salto (fase de vuelo), y en los cuadrúpedos representa un patrón eficiente para moverse a gran velocidad. En los humanos el “skipping” se desarrolla cuando somos niños, o cuando bajamos una colina, incluso es la forma de locomoción utilizada por los astronautas cuando existe menor gravedad(A. E. Minetti, 1998; Pavei et al., 2015).

Los procesos mecánicos y metabólicos son diferentes entre caminar, galopar y correr, y todos provocan diferentes costos de locomoción(Margaria et al., 1963; Margaria & Margaria, 1976) . A diferencia de los cuadrúpedos donde trotar es tan económico como galopar, para los humanos realizar el galope(skipping) es más costoso que correr (Biancardi & Minetti, 2012; Hoyt et al., 2006; A. Minetti et al., 1999; Pavei et al., 2015).

La comparación de los costos de funcionamiento entre los humanos y otras especies animales ha sido de gran interés para los científicos para entender relaciones entre estructura y función de las extremidades(Roberts et al., 1998). Taylor et al.(Taylor et al., 1970) estimaron que el costo energético de carrera de humanos ( $C_{run}$ ,  $J\ kg^{-1}\ m^{-1}$ , ver la sección “Costo de transporte”) es dos veces mayor que el valor predicho para un animal de la misma masa. Luego, el mismo Taylor et al.(Taylor et al., 1982), y antes Fedak y Seeherman(Fedak & Seeherman, 1979) informaron que en realidad el costo sería cercano a 43% más que el predicho por factores alométricos. La principal conclusión de estos estudios es que la carrera humana tiene un alto costo comparado al trote y galope de los cuadrúpedos. Lo contrario pasa con la marcha: caminar es económico en los humanos, más que en los cuadrúpedos de masa similar(Bramble & Lieberman, 2004).

En general se acepta que el costo de transporte en la marcha de los humanos es más bajo y el de la carrera es más alto que en los animales de masa similar (Aiello & Jonathan C. K. Wells, 2002; Bramble & Lieberman, 2004; Carrier et al., 1984; Leonard & Robertson, 1997; Rodman & McHenry, 1980; Schmidt-Nielsen, 1972; Steudel, 1996; Taylor, 1994). Alexander (M. Alexander, 2003) derivó una ecuación predictiva del costo de transporte en relación a la masa corporal basada sobre los datos de Taylor et al. (Taylor et al., 1982). La figura 3 presenta el costo de transporte de varias especies en relación con la masa corporal y a la ecuación predictiva de Alexander (2003).



**Figura 1. Costo de transporte (C) en relación de la masa corporal en algunos mamíferos terrestres y la ecuación predictiva de Alexander (2003)**

$C = 10.7 * M_B^{-0.32}$  donde  $C =$  Costo de transporte (J/kg/m),  $M_B =$  Masa corporal (kg). El  $C$  decrece al aumentar de la masa con una pendiente alrededor de  $-0.32$  (los ejes se presentan en escala logarítmica). Fuente: los autores según datos por Minetti et al., 1999; Pontzer et al., 2009; Taylor et al., 1970; Taylor et al., 1982; Wunder y Morrison, 1974.

Desde el punto de vista histórico, el pionero en analizar aspectos biomecánicos humanos de la carrera, y marcha, fue Margaria con su clásico estudio allá por el año 1938 (Margaria, 1938), el cual verificó diferentes velocidades e inclinaciones. En la década del 40 los investigadores Wallace Fenn y Herbert Elftman hicieron muchas contribuciones tales como el estudio de los cambios energía cinética ( $E_K$ ) y energía potencial ( $E_P$ ), y métodos para calcular la fuerza en actividades de locomoción (Elftman, 1940) (Fenn, 1940). El mismo Margaria en la década del 60 analizó aspectos como el costo energético en

diferentes pendientes usando un namograma. Posteriormente Giovanni Cavagna, Franco Saibene y Rodolfo Margaria(G. Cavagna et al., 1963; G. A. Cavagna et al., 1964) volvieron a investigar las características mecánicas en la carrera y la marcha. Cavagna y Kaneko(G. Cavagna & Kaneko, 1977) mejoraron las estimaciones de trabajo mecánico de la carrera considerando la transferencia de energía cinética entre los segmentos para el cálculo del trabajo interno. Después Minetti, Ardigò y Saibene(A. Minetti et al., 1994) concluyeron que existe un aumento en el trabajo mecánico total en la carrera con inclinación. No obstante, los valores de trabajo mecánico para la carrera sobreestiman el trabajo muscular realizado debido a la dificultad de cuantificar la energía elástica durante ese movimiento(Saibene & Minetti, 2003).

Fue en los años '70 del siglo XX que Robert McNeill Alexander empezó a utilizar la formula del número de Froude ( $nFr$ ) (ecuación 1) para comparar aspectos mecánicos y energéticos de la locomoción en especies diferentes o en sujetos de tamaño diferente dentro de la misma especie (R. M. Alexander, 1976)

$$nFr = v^2 /gL \quad (1)$$

Donde  $v$  es la velocidad,  $g$  es la gravedad y  $L$  la longitud del miembro inferior.

El  $nFr$  es un número adimensional parte de un modelo denominado “similitud dinámica”, que asume que dos cuerpos geoméricamente semejantes, cuyos movimientos se basan en el intercambio entre  $E_K$  y  $E_P$ , se comportan de forma semejante dinámicamente y se mueven al mismo número de Froude(R. McN. Alexander & Jayes, 1983). Posteriormente Alberto Minetti aplicó el concepto de similitud dinámica en diferentes estudios de comparación de marcha en poblaciones con diferentes características(A. Minetti et al., 1994) y también comparando la marcha a diferente gravedad(A. E. Minetti, 2001b, 2001a). La fórmula de Froude determina un límite superior a la velocidad de marcha (caminar), equivalente a  $nFr = 1$ ; se supone que la velocidad espontánea de transición marcha-carrera (o marcha-trote en los cuadrúpedos) ocurre a  $nFr = 0.5$ ; La velocidad adimensional que corresponde a la velocidad óptima de marcha es el  $nFr = 0.25$  (M. Alexander, 2003).

## 1.2 Mecánica de los miembros

El esqueleto de los vertebrados funciona como un sistema de palancas articuladas, donde los músculos producen movimientos y transmiten fuerza al desarrollar momentos en las articulaciones (torque). Los músculos sólo pueden generar fuerza de tracción, entonces la flexión y la extensión de una articulación son desarrolladas por conjuntos antagónicos de músculos (McMahon, 1984) o por el mismo grupo muscular trabajando de manera concéntrica y excéntrica. En una articulación el brazo de palanca ( $r$ ), que es la distancia perpendicular desde el vector de la fuerza muscular al eje de rotación de la articulación, influye sobre el torque ejercido ( $M$ ) por el músculo como sobre la velocidad angular de la articulación ( $\omega$ ) y su rango de movimiento. Sin embargo,  $M$  depende de una relación directa de  $r$  con la fuerza del músculo ( $F$ ) (ecuación 2).

$$M = F r \quad (2)$$

Mientras que  $\omega$  varía inversamente con  $r$  (ecuación 3)

$$\omega = v_s / r \quad (3)$$

Siendo “ $v_s$ ” la tasa de acortamiento de las fibras musculares. En consecuencia, el torque que un músculo puede desarrollar varía inversamente con el rango de movimiento de la articulación y la velocidad del movimiento articular que puede producir. La mejor composición de fuerza y velocidad depende del nivel de la relación fuerza-velocidad del músculo mismo (Margaria & Margaria, 1976; McMahon, 1984), como de la relación fuerza-velocidad resultante del mecanismo de palanca (M. Alexander, 2003; A. Biewener & Patek, 2018; McMahon, 1984).

Cuando el pie entra en contacto con el suelo, se puede medir una fuerza de reacción ( $G$ ). El componente vertical  $G_z$  se opone a la gravedad y acelera en este eje, mientras que los componentes antero-posterior y medio-lateral ( $G_x$  y  $G_y$ ) permiten al hombre o animal acelerar, desacelerar, maniobrar y equilibrarse.

En reposo, la fuerza  $G_z$  que actúa sobre un miembro es aproximadamente igual al peso corporal dividido por el número de miembros que lo soportan. Cuando un animal se mueve, independientemente del tipo de paso y de la velocidad, las extremidades empujan al suelo acelerando el cuerpo en la dirección deseada, durante la fase llamada de apoyo. Luego, los miembros deben ser reposicionados para dar un paso adelante, dejando el suelo y acelerando también con respecto al centro

de masa del cuerpo, en la fase llamada de oscilación. Durante la locomoción, las fuerzas ejercidas por una extremidad en el suelo suben y bajan durante la fase de apoyo (cuando el pie está en contacto con el suelo), y es cero cuando la extremidad está en fase de oscilación, la fuerza vertical promedio ejercida por la suma de los miembros sobre un ciclo completo zancada tiene que ser igual al peso corporal para mantenerlo a una altura relativa del suelo. Se deduce que, si los miembros se mantienen en el suelo durante un período de tiempo más corto, se ejercerán fuerzas mayores sobre cada miembro (Alexander, 2003; Biewener, 1989).

La fracción relativa de una zancada cuando una extremidad particular está en la fase de apoyo se define como el Duty Factor de la extremidad ( $D_F$ ) (R. Alexander, 1989).

Para moverse más rápido, un animal tiene que mover sus miembros más rápidamente, aumentando la frecuencia de la zancada, y / o tiene que tomar pasos más largos, aumentando la longitud de la zancada, acoplando una o más fases de vuelo, cuando no hay miembros en fase de apoyo. En cualquier caso, el aumento de la velocidad de locomoción se logra reduciendo el  $D_F$  y aumentando así la magnitud de la fuerza ejercida contra el suelo.

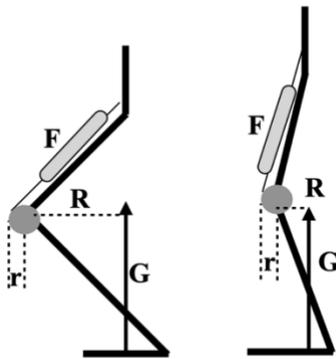
Debido a que los momentos que actúan en una articulación se tienen que equilibrar, siendo  $F$  fuerza muscular,  $G$  fuerza de reacción,  $r$  el brazo de palanca y  $R$  la carga de la resistencia (ecuación 4):

$$F r = G R \quad (4)$$

Reordenando la ecuación (4):

$$r / R = G / F \quad (5)$$

Estas proporciones de brazos de palanca y fuerzas proporcionan una medida de la Ventaja Mecánica Efectiva (*VME*) de los músculos de las extremidades (Figura 4). La postura afecta la *VME* y entonces la alineación de los huesos articulados en la dirección de la fuerza de reacción del suelo cambia la ventaja mecánica, reduciendo la fuerza muscular empleada (A. A. Biewener, 1989, 1990), esto sucede cuando *R* disminuye. Tales cambios en la *VME* de las articulaciones de los miembros son importantes para permitir que mamíferos de diferentes tamaños mantengan el pico de tensión muscular y ósea dentro de un intervalo estrecho y, por tanto, tengan un factor de seguridad (Safety Factor) similar. El factor de seguridad a menudo se define en términos de la resistencia de una estructura en relación con la tensión máxima probable que experimente durante su vida útil. El estrés óseo y muscular depende del área transversal de los huesos y de las fibras musculares, que varían proporcionalmente a la masa corporal (R. M. Alexander et al., 1981). Por lo tanto, la reducción relativa a la masa en el pico de las fuerzas musculoesqueléticas se logra, en animales de gran tamaño, mediante la adopción de una postura más



**Figura 2. Esquemización de un miembro inferior humano**

vertical, lo que cambia la *VME* (figura 2) (A. A. Biewener, 1989).

*G*: Fuerza de reacción del suelo (ground reaction force); *R*: brazo de la fuerza *G*; *F*: fuerza del músculo cuádriceps; *r*: brazo de la fuerza *F*. La *VME* ( $r/R$ ) a la rodilla resulta mayor en la postura más erguida (a la derecha). Fuente: los autores.

### 1.3 Trabajo Mecánico

Al final entonces, los músculos convierten energía química producida por el metabolismo (energía metabólica,  $E_{Met}$ ) en trabajo mecánico ( $W$ ). En biomecánica de la locomoción se considera

“ $W_{TOT}$ ” el trabajo mecánico total hecho para mover los segmentos corporales, y desplazar todo el cuerpo. No se consideran los movimientos a nivel de tejido (fibras) muscular. Por supuesto hay casos donde los músculos convierten  $E_{Met}$  sin generar  $W_{TOT}$ , por ejemplo, en caso de contracciones isométricas o co-contracciones de músculos agonistas y antagonistas para estabilizar una articulación. Sin embargo, está generalmente aceptado que, durante la locomoción, el gasto energético  $E_{Met}$  sea proporcional al trabajo mecánico  $W_{TOT}$  (G. Cavagna, 2017)

De acuerdo con Cavagna(G. Cavagna, 2017), ecuación 6.

$$W_{TOT} = W_{EXT} + W_{INT} \quad (6)$$

donde  $W_{EXT}$  es el trabajo externo, hecho para levantar y desplazar el centro de masa de todo el cuerpo ( $BCoM$ ), y  $W_{INT}$  es el trabajo interno, hecho para mover y reposicionar en cada ciclo los miembros.

El cálculo del trabajo mecánico se basa sobre el teorema trabajo-energía, el cuál afirma que el trabajo mecánico hecho por un sistema en un dado proceso resulta ser la diferencia entre la energía mecánica total a final del proceso y la energía mecánica total ( $EMT$ ) al inicio del proceso (ecuación 7):

$$W = EMT_F - EMT_I \quad (7)$$

Siendo la  $EMT = E_p$  (Energía potencial gravitacional) +  $E_k$  (Energía cinética).  $EMT_F$  = energía mecánica total final;  $EMT_I$  = energía mecánica total inicial.

Si se suman los aumentos de  $EMT$  del  $BcoM$  en el tiempo se determina el trabajo externo positivo ( $W_{EXT}$ )(G. Cavagna et al., 1963; G. Cavagna & Kaneko, 1977; Willems et al., 1995).

El trabajo necesario para rotar y acelerar las extremidades respecto al  $BcoM$  corresponde al  $W_{INT}$ . El  $W_{INT}$  constituye 25 a 40% del  $W_{TOT}$  (G. Cavagna, 2017; Willems et al., 1995).

Dividiendo el  $W_{TOT}$  por la  $E_{Met}$  se obtiene la eficiencia mecánica de la locomoción ( $Eff$ ). Dado que, como se explica en la siguiente sección, el gasto metabólico de la locomoción generalmente se expresa como costo de transporte ( $C$ ;  $J \text{ kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$ ), por coherencia también el trabajo mecánico se divide por la masa del sujeto y por la distancia recorrida(A. Minetti et al., 1999).

## 1.4 Costo de Transporte

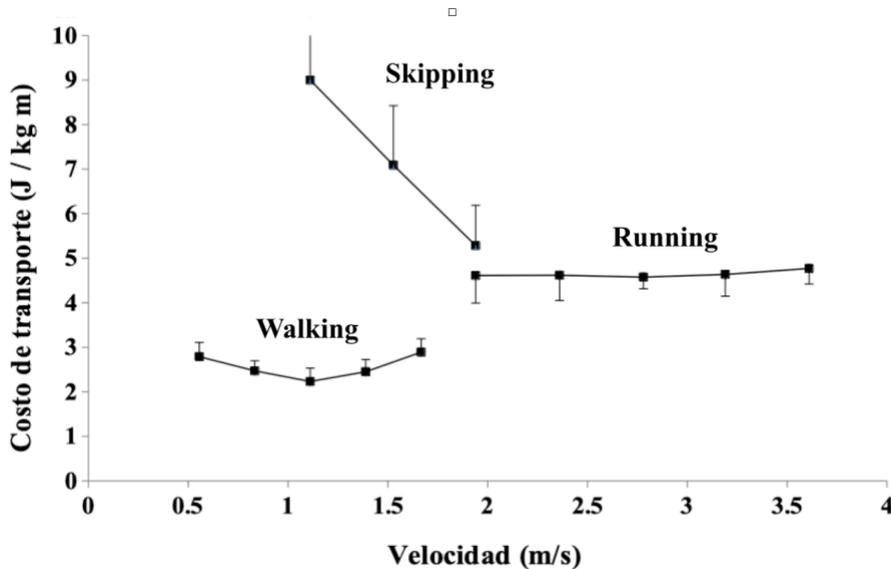
El Costo de Transporte ( $C$ ), es el costo metabólico necesario para mover una unidad de masa para una unidad de distancia (Schmidt-Nielsen, 1975), fue estudiado en la marcha humana por Margaria en 1963 (Margaria et al., 1963). El  $C$  (ecuación 8) se estima con medidas de calorimetría indirecta, es decir, con medidas de consumo de oxígeno y/o producción de dióxido de carbono. Generalmente se prefiere convertir los mililitros de oxígeno en Joules porque es la unidad de medida de la energía en el sistema internacional, esto se realiza a través de un factor de conversión que depende del cociente respiratorio ( $\text{mlCO}_2 / \text{mlO}_2$ ) (P. E. Di Prampero et al., 2015)

$$C \left( \frac{J}{\text{kg.m}} \right) = \frac{\left( \text{VO}_2 \text{total} \left( \frac{\text{ml.O}_2}{\text{kg.s}} \right) - \text{VO}_2 \text{reposito} \left( \frac{\text{ml.O}_2}{\text{kg.s}} \right) \right)}{\text{velocidad} \left( \frac{\text{m}}{\text{s}} \right)} \cdot \text{Eq}(R) \left( \frac{J}{\text{ml.O}_2} \right) \quad (8)$$

Donde  $C$  es el costo de transporte en  $\text{J kg}^{-1} \text{m}^{-1}$ ,  $\text{VO}_2$  total ( $\text{ml O}_2 \text{ kg}^{-1} \text{s}^{-1}$ ) es el consumo de oxígeno obtenido con un ergoespirómetro,  $\text{VO}_2$ reposito ( $\text{ml O}_2 \text{ kg}^{-1} \text{s}^{-1}$ ) es el consumo de oxígeno obtenido en reposo en bípedo durante 5 minutos, Velocidad ( $\text{m s}^{-1}$ ) es la velocidad media alcanzada y  $\text{Eq}(R)$  ( $\text{J ml}^{-1} \text{O}_2^{-1}$ ) es el factor de conversión.

Se considera que en sujetos adultos sin cambios del patrón de marcha el mínimo  $C$  es cercano a los  $2 \text{ J kg}^{-1} \text{m}^{-1}$ , y coincide con una velocidad de marcha óptima, muy cerca de la velocidad determinada por el ritmo de caminata natural (autoseleccionada) (Saibene & Minetti, 2003). El  $C$  aumenta cuando el valor de la velocidad es menor ó mayor del valor óptimo, determinando una característica curva con forma de "U", cuando se presenta el  $C$  en función de la velocidad (Figura 5). En los adultos mayores la curva del costo se desplaza hacia arriba, es decir que el  $C$  aumenta en cada velocidad (Mian et al., 2006). La velocidad autoseleccionada u óptima depende del tamaño según con la fórmula de Froude (ecuación 1), y coincide con un  $n\text{Fr} = 0,25$  (Saibene & Minetti, 2003). Algunas condiciones o enfermedades pueden resultar en un alto  $C$  con alteraciones de su curva de distribución, con divergencias entre las velocidades de mínimo  $C$  y velocidad autoseleccionada (Bona et al., 2017, 2019; Detrembleur et al., 2003, 2005). Estas condiciones cambian en ambientes de hipogravedad, donde se observa una reducción del trabajo mecánico y por lo tanto una disminución del  $C$ . Sin embargo,

también la velocidad óptima y la velocidad límite de marcha bajan con la gravedad, de acuerdo con la fórmula de Froude (ecuación 1), determinando por ejemplo la adopción de un patrón de skipping en vez de marcha durante el desplazamiento de los astronautas en la luna (Biancardi & Minetti, 2012; Pavei et al., 2015).



Fuente: los autores según datos por Pequera et al., 2020.

**Figura 3. Costo de transporte (C) en relación del patrón y de la velocidad en el hombre**

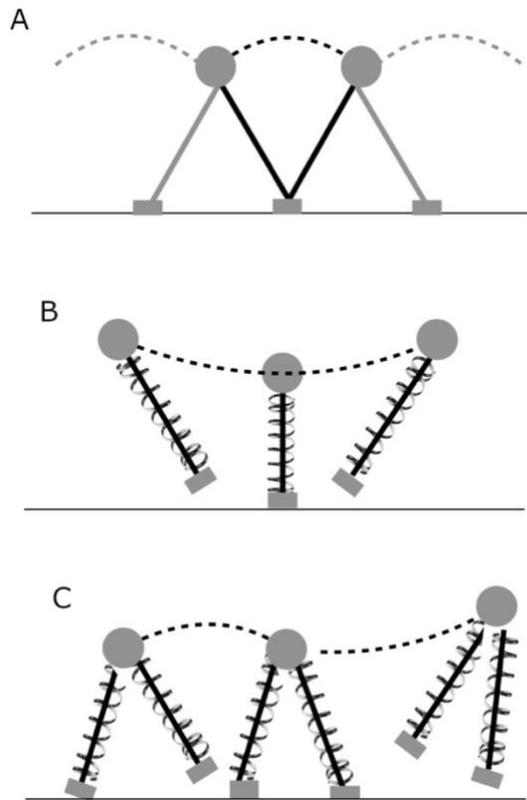
Como se ha afirmado antes, en condiciones terrestres el skipping tiene un C muy alto, comparado con la marcha o la carrera (Minetti et al., 2012; Pavei et al., 2015) (Figura 3). Durante la carrera el C es independiente de la velocidad (Pavei & Minetti, 2015) y en terreno plano a velocidad constante es del orden de  $4 \text{ J kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$  (P. Di Prampero et al., 1986; Lacour & Bourdin, 2015; Margaria, 1938; Pugliese et al., 2018) (Figura 3). Existen investigaciones que estiman que el C se podría obtener en base a ecuaciones que consideren la velocidad, aceleración y pendiente (McNeill Alexander, 2002; A. Minetti et al., 1994; A. E. Minetti & Pavei, 2018).

### 1.5 Patrones y modelos mecánicos

Si restamos los gastos “de manutención” del cuerpo, las actividades musculares, y por ende la locomoción son las que más gastan energía metabólica. Hay entonces una fuerte presión selectiva hacia la evolución de mecanismos de optimización de los patrones de movimiento. En esta sección mostramos los modelos mecánicos y los mecanismos minimizadores del gasto energético de los patrones más comunes de locomoción.

### *1.5.1 Marcha*

La marcha se representa por un modelo de péndulo invertido donde las extremidades inferiores son la estructura lineal y el  $BcoM$  es la masa unida a esta estructura (Figura 4)(Margarita & Margarita, 1976; Saibene & Minetti, 2003). Durante la primera fase del paso, desde el apoyo del talón y hasta cuando la pierna de apoyo se encuentra vertical, el  $BcoM$  sube, aumenta su  $E_p$  y disminuye su  $E_k$ . Durante la segunda fase, al revés, ocurre una disminución de la  $E_p$  y aumento de la  $E_k$  (G. A. Cavagna et al., 1976)

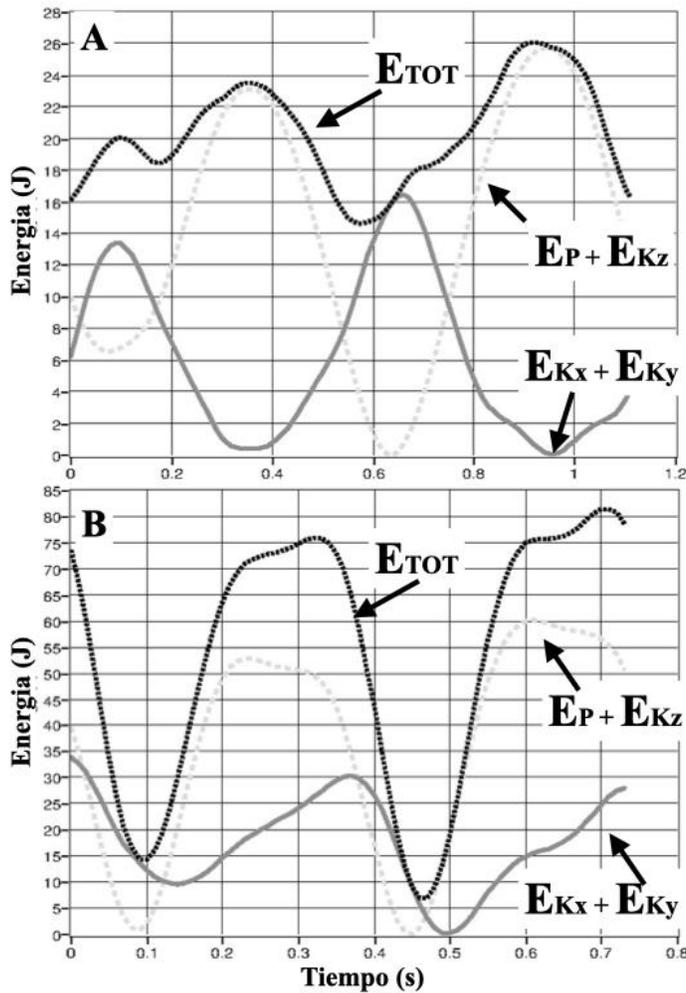


**Figura 4. Modelos Mecánicos**

Modelos mecánicos de marcha (A: péndulo invertido), carrera y trote (B: masa-resorte), skipping y galope (C: péndulo y resorte). El círculo gris representa el centro de masa, y la línea discontinua su trayectoria. Fuente: los autores

Durante la marcha, la  $E_p$  es alta cuando el  $BcoM$  está encima del punto de contacto del cuerpo con el suelo, pero a partir de ese momento  $E_p$  comienza a disminuir y la  $E_k$  aumenta gradualmente. Cuando el punto de contacto vuelve a estar en frente de  $BcoM$  disminuye la  $E_k$  y aumenta la  $E_p$ . Las  $E_k$  y  $E_p$  se comportan en oposición de fase, generando un intercambio entre ellas que permite reciclar energía mecánica y ahorrar energía metabólica (Figura 5)(G. Cavagna et al., 2002; G. A. Cavagna et al., 1976).

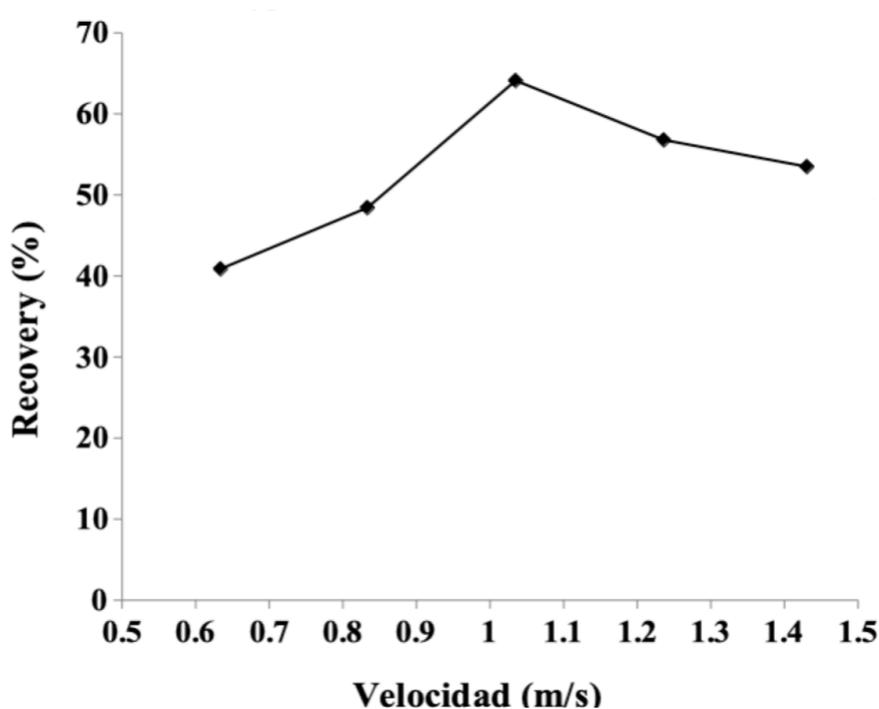
El parámetro que mejor representa el modelo pendular es el porcentaje de *recovery* ( $R\%$ ), que cuantifica la capacidad de ahorrar energía mecánica a través de la reconversión entre las  $E_k$  y  $E_p$ (G. A. Cavagna et al., 1976; G. Cavagna & Cavagna, 2017).



$E_P$  = Energía potencial gravitacional;  
 $E_{Kz}$  = Energía cinética (componente vertical);  
 $E_{Kx}, E_{Ky}$  = Energía cinética (componentes horizontales);  
 $E_{TOT}$  = Energía total.  
 Fuente: los autores según datos propios.

**Figura 5. Ejemplo de trazados de energías del bCOM en un ciclo de marcha (A) y de carrera (B).**

En el modelo físico del péndulo ideal la reconversión entre las energías es total (100%). En la marcha, gracias al desfase debido al movimiento pendular, se puede llegar a un  $R\%$  moderadamente elevado (hasta 60-70%), siendo dependiente de la velocidad de marcha (G. A. Cavagna et al., 1976). El máximo  $R\%$  se encuentra alrededor de la velocidad óptima de marcha (que normalmente coincide con la velocidad autoseleccionada), y va bajando a velocidades mayores o menores. El máximo  $R\%$  coincide con el mínimo  $C$  (Saibene & Minetti, 2003). Cuando es presentado en función de la velocidad de marcha, el  $R\%$  presenta una característica de "U" invertido (figura 6).



**Figura 6. Porcentaje de Recovery en función de la Velocidad**

*Porcentaje de Recovery en función de la velocidad en un grupo de adultos, con su máximo a la velocidad de mínimo costo de transporte, alrededor de  $1.1 \text{ ms}^{-1}$  (Comparar con el C de la marcha presentado en la figura 3). Fuente: los autores según datos por Bona et al., 2017.*

Para describir el cálculo del  $R\%$  (ecuación 9) tenemos que introducir dos nuevos parámetros: el trabajo vertical  $W_V$  y el trabajo horizontal  $W_H$ . El  $W_V$  es la suma de los incrementos de  $E_P$  + la componente vertical de  $E_K$ . El  $W_H$  es la suma de los incrementos de las componentes horizontales de  $E_K$ .

$$R\% = \frac{W_H + W_V - W_{EXT}}{W_H + W_V} \quad (9)$$

El  $W_{EXT}$  depende de las variaciones de energía total ( $E_P + E_K$ ), que siempre son menores (o iguales) a la suma de las dos componentes (vertical y horizontal) tomadas por separado (Figura 7).

Respecto de la contribución de la energía elástica ( $E_E$ ) Ishikawa et al. (2005) explica la contribución a partir de la posición de músculos durante las fases de la marcha (Ishikawa et al., 2005). El comportamiento del gastrocnemio medial (estira durante la fase inicial de la fase de apoyo y luego permanece isométricamente durante la fase de apoyo final), el sóleo se alarga hasta el final de la fase

de apoyo simple. Estos comportamientos sugieren que la  $E_E$  se lleva a cabo no como un rebote (como ocurre en la carrera y saltos) en forma de resorte sino como una acción de catapulta en el caminar. La interacción entre los fascículos musculares y los tejidos tendinosos desempeñan un papel importante en el proceso de liberación de energía elástica. Diferente de lo que observamos en la carrera, que hay mayor participación de la  $E_E$

### 1.5.2 Carrera

La locomoción humana presenta mecanismos no completamente esclarecidos y teorías buscan explicarlos. En la carrera la teoría del sistema masa-resorte emerge como la más aplicable (Figura 4) (Blickhan, 1989; McMahon & Cheng, 1990). El modelo masa-resorte es fundamentado en la parte de la física que estudia las condiciones de un oscilador armónico que trata sobre movimientos que se repiten en ciclos en torno de una posición de equilibrio. El comportamiento elástico de un resorte obedece a la Ley de Hooke (ecuación 10):

$$F = K x \quad (10)$$

Donde  $F$  es la magnitud de la fuerza elástica producida,  $K$  es la constante elástica del resorte (depende del material del resorte) (N.m<sup>-1</sup>);  $x$  es la variación de longitud del resorte (deformación). Cuando un resorte es alargado o comprimido, una cantidad de energía potencial elástica ( $E_E$ ) puede ser almacenada y después liberada.

Blickhan, McMahon y Cheng fueron los primeros autores que propusieron el modelo físico-matemático para carrera y saltos: una masa conectada a la extremidad de un resorte para simular patrones mecánicos de saltos y carrera y comprender el mecanismo que minimiza la energía en estos movimientos. Ese modelo, masa-resorte, permite analizar la oscilación vertical del  $BcoM$ . La oscilación del  $BcoM$  describe una trayectoria similar a aquella de un sistema elástico, siendo así denominados bouncing (G. A. Cavagna, 2010).

El masa-resorte representa el modelo biomecánico de la energía presente preponderantemente durante esa actividad, caracterizado por un sistema compuesto por un resorte capaz de almacenar energía elástica durante el contacto del pie con el suelo y liberarla durante el despegue (Blickhan, 1989).

Tal como se mencionó anteriormente las energías asociadas al  $BcoM$  son  $E_K$  y  $E_P$ . A través de la observación del comportamiento de estas energías se hace posible identificar cómo la dinámica del  $BcoM$  minimiza el trabajo mecánico y maximiza la economía en la locomoción (G. Cavagna & Kaneko, 1977). Algunos parámetros del modelo masa-resorte son la rigidez vertical, frecuencia del sistema y asimetrías contacto-despegue siendo este modelo probado y ampliamente analizado incluyendo diferentes situaciones y velocidades.

A diferencia que en la marcha, en los patrones rebotantes (*bouncing gaits*) como la carrera la  $E_E$  juega un papel importante en los mecanismos de ahorro de energía, su contribución se puede cuantificar de forma indirecta en humanos. Este hecho puede afectar el cálculo de la eficiencia mecánica de los patrones rebotantes (A. Minetti et al., 1999). En la carrera, la oscilación de la energía  $E_P$  y  $E_K$  es concomitantemente en fase (Figura 3). O sea, no se observa una recuperación y conservación en el cambio entre las  $E_P$  y  $E_K$ . Es postulado que durante la primera mitad de la fase de apoyo de la carrera, principalmente, músculos y tendones, se alargan almacenando energía elástica, en cuanto que los módulos de  $E_P$  y  $E_K$  disminuyen. Esa energía elástica almacenada como un resorte, es sumada, pero en verdad es transformada en energía cinética potencial gravitacional, de modo gradual durante la segunda mitad de la fase de apoyo (A. Minetti et al., 1994). Después de la fase de vuelo, parte de la energía total es nuevamente transformada en  $E_E$  a través del alargamiento de la unidad músculo-tendón (G. A. Cavagna et al., 1964). Evidencias de  $E_E$  almacenada y reconvertida también fueron encontradas en canguros y caballos (R. McN. Alexander, 1989). Estudio en animales muestran que la característica anatómica del tendón permite ahorrar más o menos  $E_E$ . Diferente de los canguros, las ratas canguros ahorran menos  $E_E$ .

Para obtener porcentajes de recuperación altos como los de los canguros, las ratas canguro necesitarían tendones extensores de tobillo mucho más delgados (A. Biewener et al., 1981). El estudio en humanos es diferente al de animales, en estos últimos a través de cirugía fue posible implantar electrodos para medir fuerza y electromiografía, lo que posibilitó una medida directa (A. A. Biewener, 1998). Estudios en humanos, normalmente utilizan dinamometría, cinemática 2D y 3D, electromiografía, ultrasonografía, fibras ópticas entre otros métodos (R. M. Alexander, 1984; Arndt et al., 1998; Ishikawa et al., 2005).

Los ligamentos del arco del pie también responden por el comportamiento elástico del sistema locomotor en la carrera. A pesar de la difícil estimación, evidencias indican que la  $E_E$  es almacenada y liberada de los tejidos conectivos y contráctiles durante la carrera (G. A. Cavagna, 2010).

Ker et al. (1986) muestran que además de las estructuras elásticas (tendones y tejidos conectivos) que contribuyen para la participación de la energía elástica en la carrera, los arcos plantares participan de la liberación de energía elástica también. Schleip & Müller estiman que para una persona de 70 kg a velocidad de  $4.5 \text{ m s}^{-1}$ , el tendón de Aquiles almacena cerca de 35 J y los arcos plantares cerca de 17 J. Investigadores siguen buscando informaciones respecto de las contribuciones de los tejidos conectivos en cuanto al ahorro de  $E_E$ , como formas de mejora de la performance y cuidados preventivos para los tejidos conectivos y todo el sistema miofascial (Ker et al., 1987; Magnusson et al., 2010; Schleip & Müller, 2013).

Como muestra la figura 4, diferente de otros patrones rebotantes, en la carrera no hay una velocidad de mínimo costo. Cuando el costo es evaluado en función de la distancia recorrida, el comportamiento es lineal (Saibene & Minetti, 2003), lo que parece haber favorecido en la evolución humana la capacidad de correr largas distancias animados por cuestiones de sobrevivencia, fuga de depredadores, búsqueda de alimentos y un lugar seguro. Asociado a la capacidad del eficiente mecanismo de absorción y liberación de energía elástica con estructuras que permiten actuar como un resorte (modelo masa resorte) a diferencia de la marcha (poca contribución elástica, modelo pendular) (Bramble & Lieberman, 2004; Carrier et al., 1984; P. Di Prampero et al., 1986).

Aún no hay acuerdo sobre las determinantes mecánicas de la economía de la carrera en el hombre. Parámetros espacio-temporales, velocidad, gravedad y planos inclinados han sido ampliamente estudiados (G. A. Cavagna, 2010; Pavei & Minetti, 2015). Si solo se toman parámetros biomecánicos internos estos no consiguen explicar la economía de carrera (Kyröläinen et al., 2001). Específicamente la economía de carrera es definida como el consumo de oxígeno para una determinada velocidad submáxima de carrera, y puede ser responsable por hasta 30% del rendimiento de un atleta de media y larga distancia (Kyröläinen et al., 2001).

Así, para obtener un buen rendimiento en carreras de larga distancia, el atleta debe poseer alto consumo máximo de oxígeno ( $VO_{2MÁX}$ ), habilidad de mantenerse en un alto porcentaje de  $VO_{2MÁX}$ , y tener un pequeño gasto energético en determinada velocidad, siendo este último factor evaluado a partir de la economía de carrera. Por lo tanto, el atleta más económico será aquel capaz de mantenerse en una velocidad submáxima con el menor gasto de energía metabólica. Varios estudios demuestran que el atleta es más económico cuando está en una longitud y frecuencia de pisada cerca de la autoseleccionada (G. A. Cavagna, 2010). Así el modelo masa-resorte es el minimizador de energía de la carrera auxiliando en la comprensión e interrelación con los beneficios de la práctica de ese deporte. Esos beneficios han sido documentados en el campo de la salud, a través de la mejora en capacidad cardiorrespiratoria, en la reducción de la presión arterial crónica, así como mejora del perfil lipídico. En cuanto al rendimiento deportivo, su entrenamiento implica mayor tolerancia a la fatiga, mayor consumo de oxígeno y mejora en la economía de movimiento (Capelli et al., 1993; Costill et al., 1971).

### *1.5.3 Skipping*

Es un término paralelo que asemeja al galope de los animales. Ha sido descrita bioenergética y mecánicamente por primera vez en humanos por Minetti en el año 1998 (Minetti, 1998). Se presenta como una forma de andar observada con mayor frecuencia en niños (Robertson, 2013). El patrón de pasos se ejecuta con un paso y un salto en una pierna seguido por un paso y un salto en la pierna opuesta (similar a ir descendiendo por una pendiente muy inclinada). El patrón de skipping incorpora componentes de caminar y correr vista con una doble fase de apoyo, vuelo y apoyo de una sola extremidad, con un modelo mecánico que une elementos de la marcha y de la carrera (Figura 4) (Saibene y Minetti, 2003).

Una diferencia fundamental entre skipping y correr radica en la composición del paso; mientras correr repite un solo paso idéntico alternando entre las extremidades izquierda y derecha, skipping tiene dos pasos consecutivos pero diferentes realizados por cada miembro. El primer paso entra en contacto con la superficie antes del despegue de la otra extremidad, con esto se crea una breve fase de doble apoyo, seguida de salto del mismo pie. El aumento de la cadencia (número de pasos por minuto)

muestra una mayor frecuencia de zancadas al comparar skipping versus correr en todas las velocidades y gradientes(A. E. Minetti et al., 2012). El aumento de la cadencia y la disminución de la longitud del paso se debería directamente a las diferentes fuerzas de reacción del suelo entre los pasos(Heiderscheit et al., 2011). Esta información es compatible con una disminución del pico vertical de fuerza de reacción que acompaña las longitudes de paso más pequeñas observadas en el estudio de McDonnell y col 2017 (McDonnell et al., 2017). Minetti y col. (2012) informaron un costo metabólico invariablemente mayor al comparar con la carrera y es por esto, que el skipping podría ser un patrón de locomoción viable ya que posee cargas musculo esqueléticas más bajas con un costo energético más alto en comparación con correr(A. E. Minetti, 1998)

En el contexto del deporte y salud el skipping, en comparación con la carrera, tiene picos de fuerzas de contacto de la articulación tibio-femoral y patelofemoral sustancialmente más bajas (30% y 98% respectivamente), al igual que impulsos lineales por paso y por kilómetro (es decir, cargas acumulativas) más bajas cerca al 37% en la articulación patelofemoral, además de un costo metabólico un 30% más alto. Esto permite planificar ejercicios con menor carga articular y mayor gasto calórico (McDonnell et al., 2019). Si las fuerzas de contacto o los impulsos de la articulación de rodilla son factores causales de lesión, la sustitución de alguna cantidad de carrera con igual duración de skipping puede permitir a los corredores reducir su potencial de lesión en la rodilla.

## 1.6 Conclusiones

La aplicabilidad de todos esos conocimientos sobre la biomecánica de la marcha, carrera y skipping tiene aplicación en distintas áreas del movimiento como educación física, fisioterapia o kinesiología, medicina, biología, física, ingeniería, entre otras áreas afines. Esto puede ser debido al hecho que actualmente diversas personas buscan el ejercicio físico como la caminata, carrera, o galope bípedo con objetivos de mejor calidad de vida, ejercicio físico o rendimiento atlético(Capelli et al., 1993; Costill et al., 1971; Fries et al., 1994; Shipway & Holloway, 2010).

## 2. DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA

La marcha y carrera son actividades fundamentales en todo el ciclo vital de las personas. En específico la carrera es una actividad muy estudiada por el alto impacto articular y muscular que genera en las personas que lo practican, ya que esto trae consigo lesiones y alteraciones en el rendimiento de los deportistas (Buist et al., 2007; Giandolini et al., 2015)

Los métodos de evaluación dentro del deporte han experimentado un crecimiento progresivo a través de los años, desde costosas maquinarias hasta aplicaciones móviles al alcance de todos (Ringuet-Riot et al., 2013). Sin embargo, en campo no tenemos muchas herramientas que nos ayuden a valorar el costo metabólico en deportes de velocidad variable como son fútbol, basquetbol o rugby.

Se sabe que el costo metabólico de la locomoción humana es una función de la velocidad de progresión, mientras que el costo de transporte ( $C$ ;  $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$ ) es, en diferentes casos, como en la carrera, independiente de la velocidad (Batliner et al., 2018). Estos y muchos otros hallazgos en la literatura sobre la locomoción en humanos se basa en experimentos de velocidad constante en cintas de correr (Saibene & Minetti, 2003) aunque, en la vida real, la marcha humana y animal a menudo se producen a velocidades variables (Orendurff et al., 2008).

Las mediciones mecánicas sugieren que el cuerpo humano se comporta de manera similar a un coche híbrido: el inherente incremento y disminución de la energía mecánica que se produce dentro de un solo paso en una secuencia de velocidad constante se puede combinar y ser equivalente a una serie de pasos acelerados seguidos por el mismo número de pasos de desaceleración, lo que resulta en un balance de energía similar a la velocidad oscilante final del ciclo (A. E. Minetti et al., 2013).

En este contexto moverse a una velocidad fluctuante ha recibido atención recién en las dos últimas décadas, en la cual se han estudiado el costo metabólico desde una aproximación de ecuaciones que incluyen diferentes variables que influyen en la dinámica de la carrera como son: resistencia del aire, resistencia a los giros, trabajo interno, trabajo externo, energía potencial y cinética, entre otras (A. E. Minetti et al., 2013). En particular, se han estudiado el costo metabólico y la dinámica de la marcha y de la carrera a una velocidad inestable impuesta, considerando aceleraciones y desaceleraciones (A. E. Minetti et al., 2001a, 2013).

Es posible que las especies con miembros como humanos en el proceso de ahorro de energía al acelerar u desacelerar elijan diferentes cantidades de cada una de las variables que intervienen en esta mecánica, por lo tanto, un trabajo interno diferente se podría esperar, aun cuando se mueven en las dos condiciones "equivalentes". En particular, inferir el metabolismo del nivel de locomoción a partir de experimentos de gradiente donde el esfuerzo incluye el equivalente metabólico de un trabajo mecánico diferente (total) podría introducir cierto sesgo.

El modelo matemático usado tradicionalmente para describir la marcha es el péndulo invertido en el cual existe una relación proporcional para caminar entre la gravedad y la fuerza centrípeta necesaria para mantener el péndulo en contacto con el suelo. La relación de la fuerza centrípeta y las fuerzas gravitacionales ( $mv^2/L$ ).(mg) se reducen en el número de Froude adimensional  $v^2/gL$ . Aplicando este modelo para un humano que camina, m es la masa corporal, v es la velocidad, L es la longitud de la pierna y g es la gravedad. En la gravedad normal, los humanos y otros bípedos con diferentes longitudes de pierna, todos optan por cambiar de marcha a carrera a diferentes velocidades absolutas, pero en aproximadamente el mismo número de Froude (0.5).

Una serie de estudios han analizado el paso de transición de marcha a carrera, incluyendo Hreljac en 1993 (Hreljac, 1993), Mercier et al. (1994) (Mercier et al., 1994) y Minetti et al. (1994) (A. Minetti et al., 1994). Estos tres estudios sacan conclusiones diferentes de datos muy similares. Las conclusiones parecen deberse a los diferentes métodos para determinar la transición preferida de velocidad. Si el costo metabólico, la velocidad angular de la dorsiflexión de tobillo, la relación angular entre los muslos, o un número de Froude son o no los desencadenantes para la transición entre caminar y correr permanece aún abierto a la interpretación y más experimentación.

A nivel de control motor, se sabe que marcha y carrera comparten las mismas 4-5 sinergias musculares (Hagio et al., 2015). Sin embargo, todos los experimentos fueron llevados adelante en condiciones de desplazamiento lineal a velocidad constante. Primeros resultados a velocidad variable, con transiciones marcha carrera, muestran un aumento del número de sinergias, hasta nueve (Hagio et al., 2015). Analizar el comportamiento de las sinergias musculares en locomoción mixta, con aceleraciones, deceleraciones y transiciones es fundamental para entender más el funcionamiento del control motor en condiciones de la vida real.

La propuesta de este estudio doctoral apunta a conocer las características mecánicas, metabólicas y neuromusculares de una locomoción con aceleraciones positivas y negativas, en torno a velocidades de transición marcha-carrera y carrera-marcha.

## 2.1 OBJETIVOS

### 2.1.1 General

Evaluar los parámetros metabólicos, mecánicos y los patrones de activación muscular en locomoción humana a velocidad variable, con aceleraciones, desaceleraciones y transiciones marcha-carrera-marcha.

### 2.1.2 Específicos

1. Comparar el costo metabólico de las rampas de transición con el costo de marcha y carrera.
2. Describir el comportamiento del trabajo mecánico en la transición mediante captura de movimiento en dos condiciones: aceleraciones positivas y negativas y durante las transiciones Marcha-carrera y Carrera-marcha en la cinta caminadora.
3. Describir el comportamiento de sinergias musculares a la transición mediante electromiografía de superficie en dos condiciones: aceleraciones positivas y negativas y durante las transiciones Marcha-carrera y Carrera-marcha en la cinta caminadora.
4. Determinar la velocidad de transición Marcha-carrera contrastando velocidad de transición preferida con número de Froude.

### 3. METODOLOGÍA

Se describirá la metodología general y en cada capítulo se comentarán las situaciones particulares.

En este estudio transversal, cada participante realizó un protocolo a velocidad variable (VSP) y velocidad constante (W o R) por separado en una cinta de correr en el laboratorio.

#### 3.1 Diseño del estudio

Todos los sujetos visitaron solo una vez el laboratorio, en esa ocasión generaron actividades de preparación (pre-protocolo) y la sesión de laboratorio como tal. Allí realizaron 3 etapas: (1) Instalación de marcadores para MOCAP, sensores de EMG, medición basal de  $\dot{V}O_2$  con Metabolimetro, determinación velocidad de transición marcha-carrera, (2) aplicación de VSP para familiarización, y luego grabación de VSP, (3) Grabación de marcha y carrera a velocidad constante. En figura 7- Etapa 3, note que las velocidades constantes son equivalentes al 0%,  $\pm 10\%$  y  $\pm 20\%$  de VSP, y fueron realizadas en capturas diferentes al protocolo VSP.

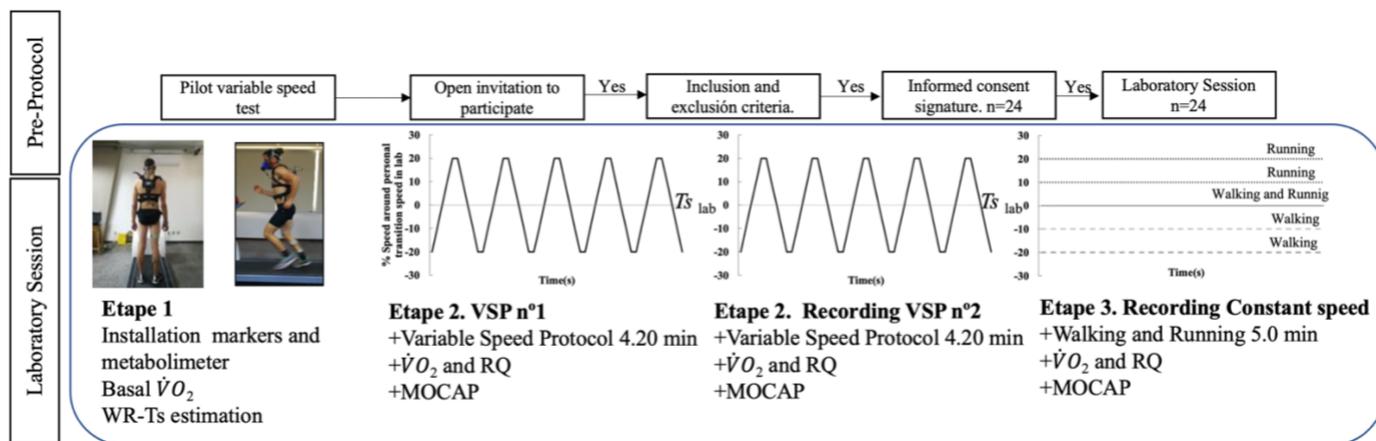


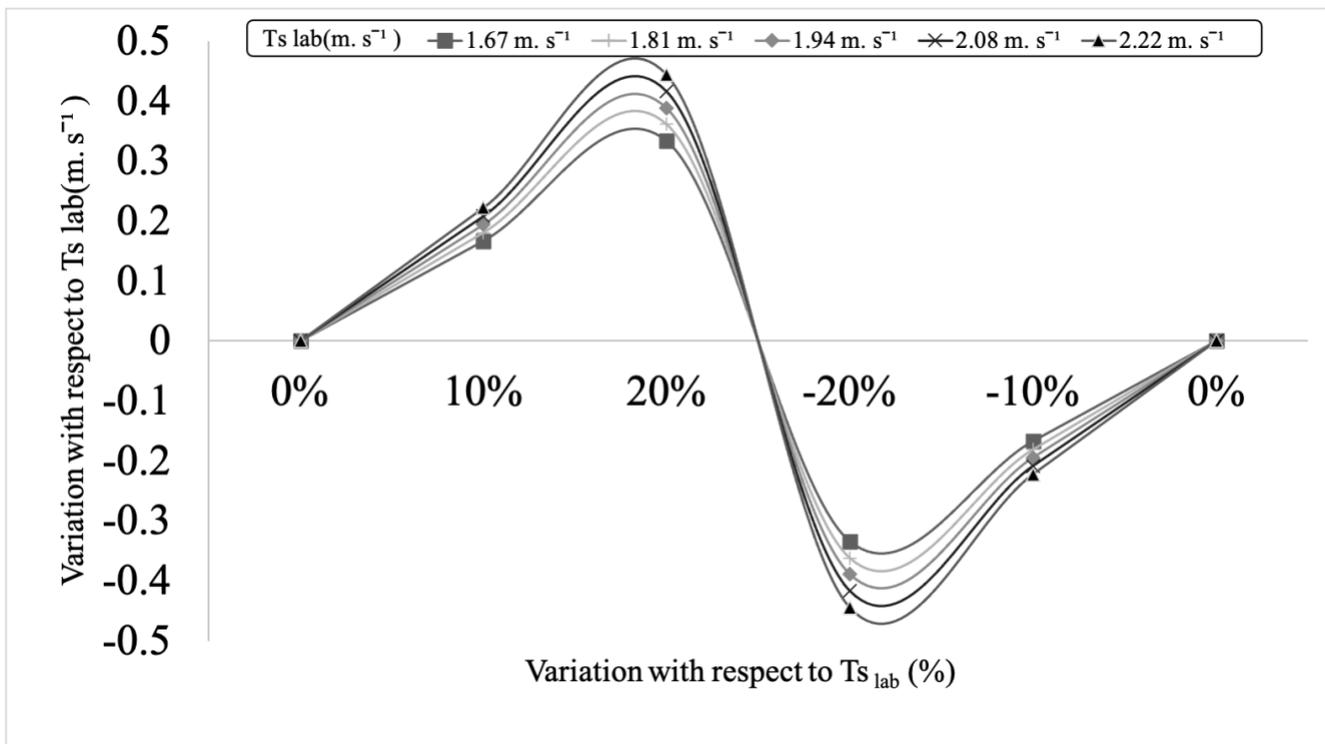
Figura 7 Protocolo de Laboratorio

El protocolo consideró una parte inicial(Pre-protocol) y la sesión de laboratorio en sí misma. La sesión se dividió en cuatro etapas las cuales se muestran en la figura. WR-Ts= estimación de la velocidad personal de transición marcha-carrera,  $Ts_{lab}$ = Transición Speed obtenida en laboratorio( $m s^{-1}$ ) VSP= Variable Speed Protocol,  $\dot{V}O_2$  = consumo de oxígeno( $mlO_2.kg^{-1}.min^{-1}$ ), RQ= cociente respiratorio, MOCAP= Motion Capture.



**Figura 8. Pasos para la instalación de sensores, prueba en laboratorio y prueba en pista.**

Las pruebas piloto basadas en otros autores mostraron que era posible realizar este protocolo ya que el  $\pm 10\%$  y  $\pm 20\%$  de la velocidad personal de transición marcha- carrera logra transiciones (WR y RW) suaves y naturales, y han sido ocupados por otros autores en este tipo de experimentos(Hagio et al., 2015; 2023; Stenum & Choi, 2016). Nuestros incrementos/descensos de velocidad se encuentran en un rango de  $\pm 0.17$  a  $\pm 0.22 m. s^{-1}$  para  $\pm 10\%$  y  $\pm 0.33$  a  $\pm 0.44 m. s^{-1}$  para  $\pm 20\%$  (Figura 7, 9). Estos valores se encuentran dentro de los rangos presentados anteriormente, y nos permiten pensar que cualquier variación en C ocurrirá por el efecto de las transiciones y no por un costo agregado de rampas o sesgo inercial.



**Figura 9 Variación de velocidad respecto de  $Ts_{lab}$**

En la figura se presenta la variación de velocidad en torno a  $Ts_{lab}$ , note que mientras mayor sea  $Ts_{lab}$  en el eje de la abscisa mayor es la variación en el eje de la ordenada. La variación de velocidad para  $\pm 10\%$  de  $Ts_{lab}$  está entre  $\pm 0.17 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  y  $\pm 0.22 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ , y para  $\pm 20\%$  entre  $\pm 0.33 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  y  $\pm 0.44 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$

### 3.2 Participantes

Veinticuatro hombres asistieron libremente por invitación abierta a los clubes de corredores por las redes sociales y firmaron un consentimiento informado para participar en la investigación. Todos los procedimientos realizados en estudios con participantes humanos estaban de acuerdo con la Declaración de Helsinki de 1964 y sus modificaciones posteriores. El estudio fue aprobado por el Comité de Ética del CENUR Litoral Norte - Universidad de la República (Exp . #311170-000921-19 ).

Se tomaron y registraron la edad, la altura, el peso corporal, el índice de masa corporal (*IMC*), la distancia promedio recorrida por semana, el tiempo en el deporte y la longitud de la pierna derecha para cada sujeto (Tabla 1).

Variable	Media $\pm$ Desv. Est
Edad	31.46 $\pm$ 13.30 años
Peso	72.96 $\pm$ 9.51 kg
IMC	21.98 $\pm$ 2.48
Talla	1.76 $\pm$ 0.08 m
Longitud Extremidad inferior derecha	0.94 $\pm$ 0.03 m
Kilómetros por semana	46.60 $\pm$ 35.29 km
Años entrenando	6.00 $\pm$ 4.51 year
Velocidad transición en laboratorio	1.95 $\pm$ 0.17 m.s <sup>-1</sup>
Velocidad transición en pista	2.26 $\pm$ 0.66 m.s <sup>-1</sup>
Velocidad transición teórica con nFr	2.13 $\pm$ 0.05 m.s <sup>-1</sup>
$\dot{V}O_2$ basal	4.49 $\pm$ 0.85 mlO <sub>2</sub> .kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup>

**Tabla 1. Resumen de los resultados de la muestra**

### 3.3 Criterios de inclusión

Hombres sanos mayores de 18 años, corredor con volumen semanal mayor de 5km con al menos 1 año de práctica continua.

### 3.4 Criterios de exclusión

Antecedentes de lesión de la extremidad inferior y columna vertebral inferior a 3 meses, alteraciones ortopédicas del tronco, rodilla o tobillo, alteración coordinativa (alteraciones de control motor según un diagnóstico médico: ataxia, accidentes de ganglios cerebelosos y basales, polineuropatías, etc), problemas cardiorrespiratorios o neurológicos, dislipidemias, diabetes mellitus, alteración de la presión arterial, articular o muscular, medicación con fármacos que alteran los patrones coordinativos, IMC >24.

### 3.5 Determinación de la velocidad de transición personal

La velocidad personal de transición marcha-carrera ( $WR-Ts$ ) de cada sujeto se determinó experimentalmente. A cada sujeto se le pidió que realizara 3 pruebas en una cinta de correr (GE T2100, General Electric, EE. UU.), con un protocolo de escalonado de velocidades crecientes. La rampa fue diseñada para comenzar con una caminata cómoda ( $0.8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) y aumentar la velocidad en  $0.1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  cada 15 s. Cuando el sujeto comenzó a correr, la rampa se detuvo y la velocidad se registró en una hoja de trabajo. La velocidad media o de transición modal se tomó como el  $T_{Slab}$  del sujeto. Todas las pruebas en cinta rodante se realizaron en el Laboratorio de Investigación en Biomecánica y Análisis de Movimiento (LIBIAM de la Universidad de la República en Paysandú (Uruguay)).

La velocidad teórica de transición personal  $T_{Stheory}$  se calculó de acuerdo con la ecuación numérica de Froude, utilizando un número de Froude ( $nFr$ )  $nFr = 0.5$  como valor de  $WR-Ts$  (R. McN. Alexander & Jayes, 1983).

$$T_{Stheory} = \sqrt{0.5 \cdot g \cdot Lh} \quad (11)$$

Donde  $g = 9.81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$  es la aceleración de la gravedad y  $Lh$  la longitud de la pierna derecha.

### 3.6 Protocolo de velocidad variable de laboratorio

El experimento en laboratorio se realizó en una sola sesión. Después de familiarizarse con la cinta y los protocolos experimentales, los sujetos realizaron la prueba. Se evaluó en la misma prueba sobre la cinta caminadora; ergoespirometría, electromiografía y captura de movimiento.

Partimos con la construcción de una prueba de velocidad de ascenso y descenso personalizada, centrada en la  $T_{Slab}$ . La prueba de velocidad se realizó mediante cinco ciclos de 50 s, cada uno compuesto por diez pasos de velocidad de 5 s, para un tiempo total de prueba de 250 s. Cada ciclo estaba compuesto por una rampa de velocidad ascendente y descendente, que oscilaba entre  $T_{Slab} - 20\%$  y  $T_{Slab} + 20\%$  y centrado en  $T_{Slab}$ , que era la velocidad media de todo el ciclo (Figura 9). La prueba se repitió dos veces. Para la construcción de este protocolo se tomaron en cuenta: i) la duración mínima de 4 minutos, necesaria para tener datos confiables de costo metabólico en el último minuto de la prueba. Por eso el tiempo total de 250 s (4.16 minutos); ii) la duración de menos de 1 minuto (50 s en este caso)

del ciclo completo de aceleración-deceleración, para calcular el costo con datos de un ciclo completo;  
 iii) las oscilaciones  $\pm 20\%$  para tener tiempos suficiente en aceleración positiva y negativa en el ciclo.

Consideramos la velocidad de  $Ts_{lab}$  y a partir de ahí, llamamos(Tabla 2):

- V1 = Marcha pre WRT,
- WRT = Transición Marcha-Carrera( $0\% Ts_{lab}$ ),
- V3 = Carrera posterior a WRT,
- V4 = Carrera previa a WRT,
- RWT = Transición Carrera-Marcha,
- V6 = Marcha posterior a RWT

<b>Obtención de Velocidades</b>						
<b>Nombre</b>	V1	WRT	V3	V4	RWT	V6
<b>Velocidad</b>	*	$0\% Ts_{lab}$	*	*	*	*
<b>Duty Factor</b>	DF >0.5	Cambio abrupto de DF	DF <0.5	DF <0.5	Cambio abrupto de DF	DF >0.5
<b>Gait</b>	Marcha	Transición WR	Carrera	Carrera	Transición RW	Marcha
<b>Rampa</b>	<b>Parte Ascendente</b>			<b>Parte Descendente</b>		
<b>Ejemplo velocidad</b>	5.90	6.50	7.20	7.80	7.80	7.20

**Tabla 2 Obtención de Velocidades**

*Note que (\*) significa que aquella velocidad fue identificada de manera posterior en el procesamiento.*

Para cada rampa de 50 segundos, se generó un archivo que contemplaba el tiempo, la frecuencia de los pasos (Strf) y el tiempo relativo de apoyo ó Duty Factor (DF). El WRT y el RWT fueron identificados por un cambio abrupto en DF. Consideramos que  $DF > 0.5$  estaba caminando y  $DF < 0.5$  estaba corriendo. El tiempo del protocolo de la cinta de correr permitía saber exactamente a qué velocidad estaba la

persona, por lo tanto, permitía extraer las velocidades. Identificamos si las transiciones estaban en la fase ascendente o descendente del protocolo (Tabla 2, Figura 9).

Velocidad constante: se evaluaron las rampas para caminar (W) y correr (R) a velocidad constante. Las velocidades eran similares al protocolo de velocidad variable. Para W = 0.83, 1.11, 1.39, 1.53, 1.67, 1.81, 1.94, 2.08 m. s<sup>-1</sup>, y para R= 1.67, 1.81, 1.94, 2.08, 2.22, 2.36, 2.50, 2.64, 3.06 m. s<sup>-1</sup>.

### 3.7 Velocidad de paso

La frecuencia de los pasos obtenidos del audio se analizó con el software Adobe Audition CC 2017. El *Strf* se calculó como  $Strf = 0.5 \text{ Frecuencia de paso}$  (1 zancada = 2 pasos, derecha e izquierda).

### 3.8 Cinemática

La cinemática fue grabada durante la ejecución de los protocolos a una frecuencia de muestreo de 100 Hz por 8 cámaras infrarrojas Vicon Bonita C (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK). De acuerdo con el modelo descrito por Minetti et al. 2001, 18 marcadores reflectantes fueron localizados bilateralmente en el lóbulo temporal, acromion, codo, muñeca, trocánter mayor, rodilla, maléolo externo, calcáneo, quinto metatarso, determinando 11 segmentos corporales:

- 1) Tronco y cabeza;
- 2.3) Hombro;
- 4.5) Antebrazos y manos;
- 6.7) Muslos;
- 8.9) Piernas;
- 10.11) Pies.

Los centros de masa de los segmentos se determinaron de acuerdo con las tablas de Dempster (Winter, 2009), luego el *BcoM* se calculó utilizando el método segmentario.

### 3.9 Trabajo mecánico (Costo mecánico del transporte)

El curso temporal de la trayectoria de *BcoM* se utilizó para inferir cambios en las energías mecánicas (potencial y cinética) involucradas. El trabajo horizontal ( $W_h$ ) se definió como la suma de los incrementos de la energía cinética del *BcoM* a lo largo de los ejes delantero y mediolateral; el trabajo vertical ( $W_v$ ) se determinó por la suma de los incrementos de energía potencial gravitacional y energía cinética a lo largo del eje vertical; El trabajo externo ( $W_{ext}$ ), el trabajo mecánico realizado para levantar y acelerar el *BcoM*, se calculó como la suma de los incrementos de la energía mecánica total del *BcoM* (potencial más cinético) (Cavagna et al., 1976; Willems et al., 1995). El trabajo interno ( $W_{int}$ ), el trabajo necesario para acelerar los segmentos corporales con respecto al *BcoM*, se estimó con la metodología propuesta por Cavagna & Kaneko (1977).  $W_{int}$  y  $W_{ext}$  se sumaron para dar el trabajo mecánico total ( $W_{tot}$ ) (Cavagna & Kaneko, 1977; Willems et al., 1995).

Durante los ciclos de locomoción, especialmente en  $W$ , parte de la energía potencial del *BcoM* se convierte en energía cinética, y viceversa, de modo que la suma de  $W_h$  and  $W_v$  es mayor que el trabajo real realizado ( $W_{ext}$ ). La diferencia, expresada en porcentaje, corresponde a la recuperación de energía R% (Cavagna et al., 1976), cuya fórmula es:

$$R\% = (W_h + W_v - W_{ext}) / (W_h + W_v) \quad (12)$$

### 3.10 Costo de transporte (Costo metabólico de transporte)

El consumo de oxígeno y el cociente respiratorio se midieron respiración por respiración mediante un metabolímetro portátil (K5, Cosmed, Italia). Los valores de reposo de referencia se midieron durante 5 min en posición ortostática silenciosa. Cada ensayo se inició cuando los parámetros metabólicos estaban cerca de los valores de reposo de referencia.

El protocolo de velocidad variable duró 4.20 min, es decir, 5 ciclos de 50s. El  $\dot{V}O_2$  ( $\text{mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ ) y RQ de los últimos 50 s de cada ensayo registrado, correspondiente a la última rampa completa, se promediaron. Lagos-Hausheer et al., 2023, mostraron que este protocolo de velocidad variable no presentó diferencias de  $\dot{V}O_2$  al comparar con uno a velocidad constante, mientras que Farinnatti & Monteiro., 2010 mostraron que en un protocolo basado en transiciones marcha-carrera no existen

diferencias en el  $\dot{V}O_2$  entre sujetos jóvenes (Farinatti & Monteiro, 2010). Estudios anteriores también a velocidad variable ocuparon capturas de 50s. Esto nos permitió considerar 50 s como un tiempo adecuado para la captura de  $\dot{V}O_2$ .

El reposo de referencia  $\dot{V}O_2$  se restó al medido para obtener el consumo neto de oxígeno.  $VO_{2NET}$  luego se convirtió a la tasa metabólica específica de la masa ( $W \text{ kg}^{-1}$ ) usando un equivalente energético basado en RQ (P. E. Di Prampero et al., 2015). El C ( $\text{J kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$ ) finalmente se obtuvo dividiendo la tasa metabólica por la velocidad media:

$$C(\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \text{m}^{-1}) = \frac{\dot{V}O_{2total}(\text{mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}) - \dot{V}O_{2basal}(\text{mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{s}^{-1})}{\text{velocidad}(\text{m} \cdot \text{s}^{-1})} \cdot Eq(R)(\text{J} \cdot \text{ml}^{-1} \text{O}_2^{-1}) \quad (13)$$

### 3.11 Eficiencia mecánica aparente (AE)

El AE se calculó según lo propuesto por Cavagna y Kaneko, es decir,

$$AE = W_{\text{tot}} C^{-1} \quad (14)$$

donde  $W_{\text{tot}}$  es el trabajo mecánico total y C el costo del transporte (G. A. Cavagna & Kaneko, 1977).

### 3.12 Electromiografía

Para realizar la electromiografía de superficie se usó un electromiografo Delsys Trigno Wireless de 16 canales para amplificar ( $\times 10000$ ), Filtrar (20-450 Hz) y registrar a 1000 Hz la activación de los siguientes grupos musculares del lado hábil:

- Soleo (Sol),
- Gastrocnemio Medial (MG),
- Gastrocnemio Lateral (GL),
- Tibial Anterior (TA),
- Peroneus largo (LP),
- Vasto Lateral (VL),

- Vasto Medial (VM),
- Recto Femoral (RF),
- Bíceps Femoral (BF),
- Semitendinoso (ST),
- Glúteo medio (GMed),
- Glúteo Máximo (GMax),
- Tensor de Fascia Lata (TFL),
- Longissimus (LG),
- Iliocostalis (IL).

La posición de los electrodos fue establecida respetando los procedimientos recomendados por el proyecto Surface ElectroMyoGraphy for Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) (Hermens et al., 2000).

La señal fue rectificadora, filtrada y analizada con técnicas de análisis factorial de matrices no negativas para identificar y calcular las sinergias musculares que ocurren en cada ciclo. Se aislaron diferentes eventos sucedidos inmediatamente antes y después del ciclo de transición marcha-carrera para calcular los niveles de sinergia(Tabla 2).

El script compartido por Santuz A, 2022 incluye algoritmos de aprendizaje automático y análisis de patrones que identifican automáticamente onsets y offsets a partir de las características de la señal.

## 4. CAPITULOS

Para responder a las preguntas que nos planteamos se desarrollaron 4 capítulos, cada uno de ellos es un artículo científico publicado o en proceso de publicación. Para efectos de simplificar la lectura se reordenó parte de la metodología general y referencias de cada uno de ellos.

Los capítulos son:

[4.1 Capitulo Efectividad de un control de velocidad variable basado en la retroalimentación auditiva: ¿es posible?](#)

[4.2 Capitulo ¿Cambiar de ritmo o no cambiar? Energética de la locomoción humana cerca de la velocidad de transición caminar-correr.](#)

[4.3 Capitulo Un cambio no tan abrupto. Un análisis de los pasos de transición caminar-correr y correr-caminar.](#)

[4.4 Capitulo Sinergias musculares en las transiciones marcha carrera y carrera marcha](#)

## 4.1 Capítulo: Efectividad de un control de velocidad variable basado en la retroalimentación auditiva: ¿es posible?

**Artículo publicado en International Journal of Sports Physiology And Performance, el 2 de agosto 2023**

### Resumen

El control de velocidad variable en campo es un desafío para la ciencia del movimiento. Se realizaron pruebas para evaluar la velocidad, el número de Froude y el consumo de oxígeno, y se quiso evaluar si estos variaban cuando se usaba la misma frecuencia de pasos. El objetivo de este estudio fue: evaluar el uso de la retroalimentación auditiva para controlar la velocidad variable en la cinta y la pista durante los ciclos de aceleración alrededor de la velocidad de transición.

**Métodos:** Participaron veinticuatro hombres entrenados. El protocolo se basó en 5 rampas de 50 segundos cada una alrededor del 80%, 90%, 100%, 110% y 120% de la velocidad de transición caminar-correr, registrando la frecuencia de los pasos con un teléfono móvil durante la prueba de la cinta rodante. Las pruebas se replicaron en la pista utilizando retroalimentación auditiva.

**Resultados:** Al evaluar cada velocidad de los protocolos por separado para la misma frecuencia de pasos, la velocidad promedio en la pista siempre fue mayor en promedio 54.7% en comparación con el laboratorio ( $p < 0.050$ ) y en la pista fue 16.2% más alta que en el laboratorio ( $p > 0.050$ ).

**Conclusión:** no se puede considerar que la misma frecuencia de pasos sea equivalente a la misma velocidad en el laboratorio y en la pista. Estos resultados apuntaron a la importancia de un control de velocidad confiable durante las pruebas de campo abierto.

#### 4.1.1 Introducción

Los humanos en general se mueven con velocidades variables, a pesar de esto, la literatura es extensa en estudios de locomoción a velocidad constante y controlada. Los diseños experimentales a velocidad constante en una cinta de correr se han aplicado principalmente porque son fácilmente replicables en un entorno controlado, y cómodos para los participantes.(Belli et al., 1995). Una cinta de correr también permite realizar protocolos de velocidad variable estrictamente controlados(Ranum et al., 2021). Pocos estudios de este tipo han sido diseñados y realizados en campo, lo que sugiere la dificultad de mantener la velocidad (o rango de velocidad) bajo control. El control de velocidad en tiempo real en campo representa un desafío para la determinación de protocolos experimentales o programas de entrenamiento, ya que requiere retroalimentación externa.

A diferencia de deportes como el ciclismo, el motociclismo o carreras de automovilismo, los deportes que implican correr no tienen acceso a tecnologías baratas para que los atletas corran a una velocidad elegida y de manera constante. Un atleta podría mantener una velocidad determinada corriendo junto a una bicicleta o un automóvil y posiblemente siguiendo una proyección láser, como lo hizo Eliud Kipchoge durante el Ineos 1:59 Challenge. Una guía láser puntual se ha utilizado también en un innovador protocolo experimental de caminar (W) y correr (R) a velocidad controlada variable en el campo, experimentos realizados en el estadio de fútbol G. Meazza en Milán (Italia) por un equipo de la Universidad de Milán(A. E. Minetti et al., 2013). Sin embargo, los métodos más comunes utilizados para mantener una velocidad "controlada" se basan en la cadencia (pasos por minuto) o el tiempo (minutos necesarios para correr un kilómetro): en ambos casos, ya fueran participantes de ensayos de investigación o simplemente practicantes de ejercicio físico para fines personales, los usuarios experimentaron dificultades para replicar las mismas actuaciones para diferentes ensayos.(Buhmann et al., 2018).

En ciencias del deporte y rehabilitación, la velocidad de progresión es un parámetro comúnmente utilizado para definir diferentes ejercicios, en una cinta de correr o en el campo.(Di Paolo et al., 2021). La cadencia de paso se ha asociado a la velocidad, debido a su fácil implementación: el ritmo se ha utilizado para dar retroalimentación auditiva comprensible a

atletas o pacientes.(Luedke et al., 2021), suponiendo que la misma frecuencia de paso produciría la misma velocidad, en una cinta de correr y en el campo.

Alexander (1976) aplicó el número de Froude adimensional ( $nFr$ ) para comparar aspectos mecánicos y energéticos de la locomoción con patas en el paradigma de similitud dinámica(R. McN. Alexander & Jayes, 1983). Posteriormente, Minetti et al. (1994) aplicó el concepto a diferentes poblaciones humanas y diferentes condiciones(A. Minetti et al., 1994). El número de Froude es una velocidad adimensional relativa que permite establecer valores de referencia para diferentes características de la marcha: el límite superior de la velocidad de marcha es equivalente a  $nFr = 1$ ; La velocidad de transición caminar-correr ( $WR-Ts$ ) ocurre en  $nFr = 0.5$ , mientras que la velocidad óptima de marcha es en  $nFr = 0.25$ . Los autoseleccionados  $WR-Ts$  detecta el momento en el que un sujeto cambia naturalmente de caminar a correr, identificado por la desaparición abrupta de la fase de doble apoyo y la aparición de una fase de vuelo(Bergamini et al., 2012). Lo contrario ocurre durante el  $RW-Ts$ . Esas transiciones de la marcha en humanos adultos corresponden a una velocidad de transición real ( $Ts$ ) que oscilan entre  $1.5$  y  $2.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (A. E. Minetti et al., 1994).

Para la estimación de diferentes variables fisiológicas, como el costo metabólico de la locomoción (que depende de la absorción y la velocidad de oxígeno), los protocolos deben diseñarse cuidadosamente para obtener oscilaciones alrededor de una velocidad media definida.(A. E. Minetti et al., 2013). Un enfoque para definir un protocolo de velocidad variable comienza por determinar la velocidad promedio implementándola en un protocolo de cinta de correr.(A. E. Minetti et al., 2013).

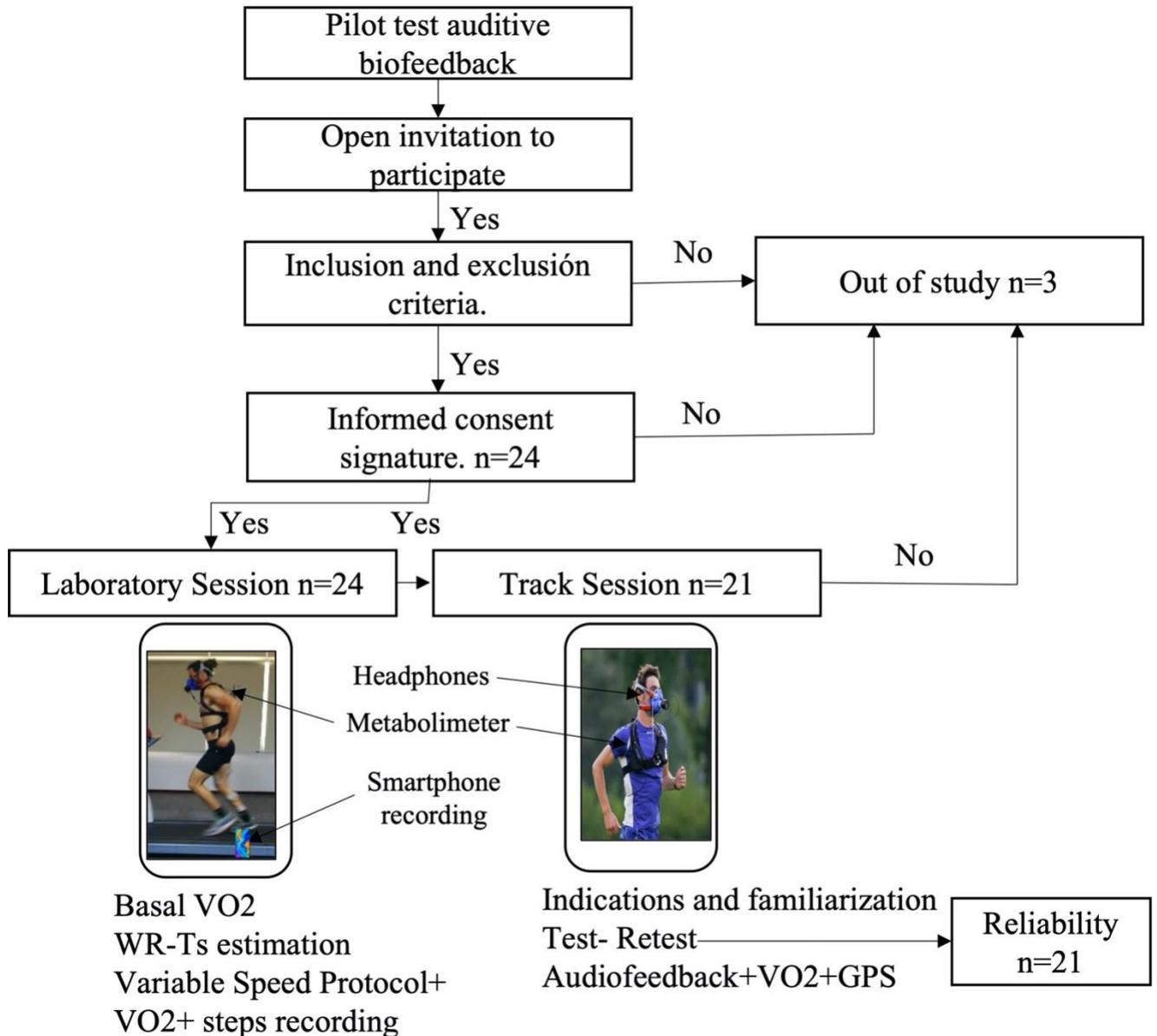
Nuestros experimentos fueron diseñados para estudiar la velocidad durante los ciclos de aceleración y desaceleración, incluyendo:  $WR-Ts$  y  $RW-Ts$ , y se centró en el  $WR-Ts$ . El protocolo se aplicaría en el laboratorio en una cinta de correr y se replicaría en el campo, en una pista de atletismo, utilizando retroalimentación auditiva. Nuestra hipótesis era que la velocidad media obtenida en la pista con la retroalimentación auditiva no sería significativamente diferente de la velocidad media en la cinta de correr, ni de la teórica. Hasta donde sabemos, este fue uno de los primeros experimentos destinados a controlar velocidades y pasos variables en el campo

alrededor de la velocidad personal de transición. Entonces, las preguntas de investigación fueron: ¿sería posible controlar la velocidad de progresión por medio de la retroalimentación auditiva? ¿Sería fiable este control de ritmo?

Las preguntas son relevantes porque las diferencias significativas entre los resultados de laboratorio y de campo implicarían inconsistencia de los parámetros espacio-temporales en las dos condiciones. Eso motivaría una mayor investigación y un replanteamiento en la interpretación de los resultados energéticos y mecánicos obtenidos por la locomoción en una cinta de correr.

#### 4.1.2 Métodos

En este estudio transversal, cada participante realizó el protocolo a velocidad variable en una cinta de correr en el laboratorio. Durante la prueba, el registro de la frecuencia de paso se obtuvo colocando un teléfono inteligente (Huawei P9, China) junto a la cinta de correr. Al menos 24 horas después, cada participante se sometió al mismo protocolo en la pista de atletismo



**Figura 10 Protocolo Experimental**

En sesión de laboratorio se evaluó el VO<sub>2</sub>, estimación de la velocidad de transición marcha-carrera (WR-Ts estimado), VO<sub>2</sub> del protocolo oscilatorio, además se registraron los pasos. En el campo se realizó familiarización VO<sub>2</sub>, Test-Retest con guía <sup>56</sup> auditiva y GPS.

escuchando el audio de sus propios pasos con auriculares (Figura 10). La buena fiabilidad de la frecuencia de pasos, demostrada por Hansen et al. (2018) en su estudio sobre transiciones caminar-correr (ICC=0,89, SEM 1,6%, SRD 4 %)(Hansen et al., 2018), nos permitió utilizar lo registrado durante las pruebas en la cinta de correr como guía para obtener la misma velocidad media en campo.

#### 4.1.2.1 Protocolo de laboratorio

Vuelva a visitar la sección [metodología](#).

#### 4.1.2.2 Protocolo de campo

La prueba consistió en que los sujetos orientaron su velocidad a través de la retroalimentación auditiva dada por la misma frecuencia de paso que se había registrado en laboratorio (Figura 10). La retroalimentación auditiva consistió en tres etapas, (1) en el laboratorio, se explicó a los sujetos que se registrarían los sonidos de los impactos de los pasos de la prueba que se realizarían en la cinta de correr. (2) Se realizó una sesión de familiarización en la pista, en la que se les dijo a los sujetos que usaran la grabación de sus pasos como guía para la frecuencia de los pasos. En caso de fallas, se realizó una segunda sesión de familiarización. (3) Se registraron dos ensayos (prueba – reprobación). Las progresiones de velocidad en pista se controlaron posteriormente mediante el análisis de los datos GPS proporcionados por el equipo K5.

#### 4.1.2.3 Condiciones ambientales

En el laboratorio, los ensayos se llevaron a cabo a una temperatura controlada de 25°C. Se intentó realizar las evaluaciones en campo a temperatura similar. Para lograr este objetivo, se realizaron evaluaciones de campo en el tercer carril de una pista de atletismo en el *Polideportivo*

*Paysandú* (certificado por la Asociación Internacional de Federaciones de Atletismo) entre las 07:00 y las 09:00 AM, a una temperatura promedio de  $23\pm 4^{\circ}\text{C}$ .

Se utilizaron datos GPS:

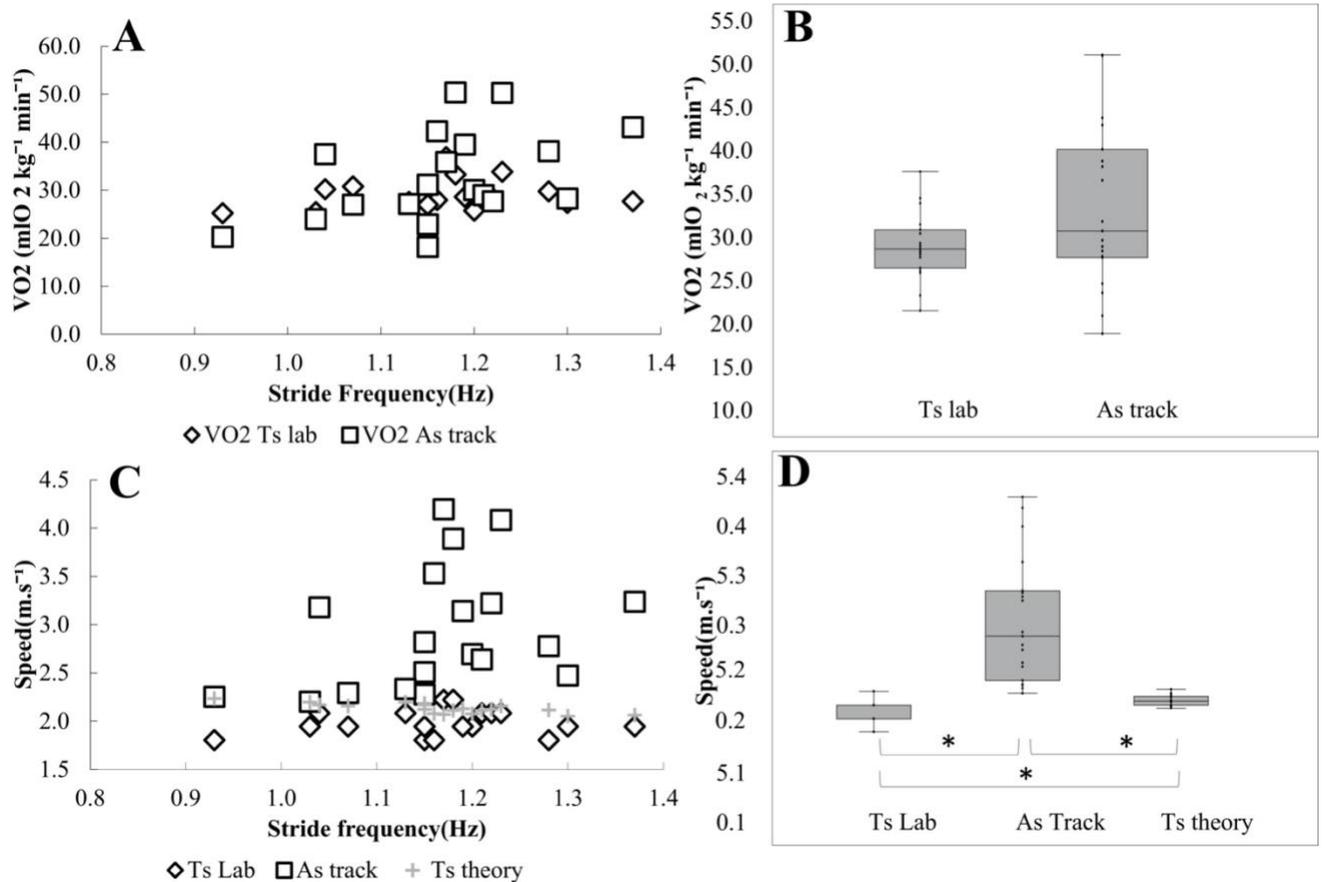
- 1) para calcular la velocidad media real durante los últimos 50 s de las pruebas de pista ( $A_{s_{track}}$ );  
y
- 2) para detectar la velocidad de transición personal autoseleccionada en la pista.

#### 4.1.2.4 Análisis y estadísticas

Los resultados se presentan como valores medios y desviación estándar. La normalidad se verificó mediante la prueba de Shapiro Wilk. En caso de distribución normal, se aplicaron ANOVA unidireccionales o *t-test* y Kruskal Wallis para la distribución no paramétrica. Los post hoc fueron las pruebas de pares de Mann-Whitney y Dunn. La confiabilidad test y re-test se evaluó utilizando los coeficientes de correlación de Spearman e Intraclase (ICC). El CCI se consideró pobre cuando  $< 0,5$ , moderado dentro de  $0,5-0,75$ , bueno dentro de  $0,75-0,9$  y excelente cuando  $> 0,9$  (Koo & Li, 2016). El tamaño del efecto se calculó según Cohen (Cohen, 1988; Lakens, 2013). Las diferencias entre la prueba y la re prueba se evaluaron gráficamente utilizando un diagrama de Bland-Altman (Bland & Altman, 1995). Se empleó un intervalo de confianza del 95%. Alpha se estableció en 0.05.

#### 4.1.3 Resultados

Todos los participantes fueron corredores entrenados de clubes de running y maratón con  $46.60 \pm 35.28$  km por semana y  $6.00 \pm 4.51$  años practicando sistemáticamente,  $31.43 \pm 13.30$  años de antigüedad. Los resultados completos se informan en las tablas 1 y 2, y los gráficos se muestran en la Figura 11. Sólo un sujeto no fue capaz de seguir las instrucciones, y fue eliminado del análisis.

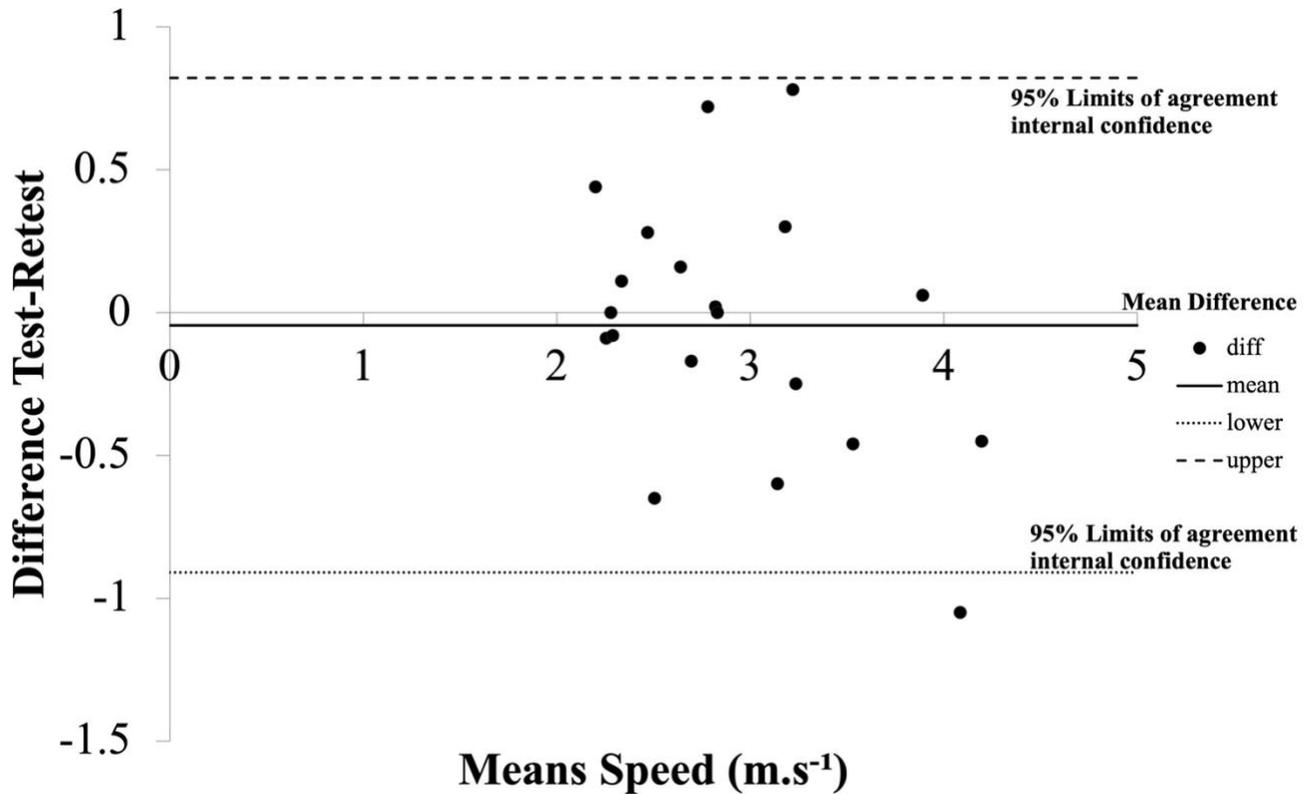


**Figura 11 Resultados Frecuencia de paso y VO<sub>2</sub>**

A)  $\dot{V}O_2$  versus Strf en  $Ts_{lab}$  y  $As_{track}$ . No se detectaron diferencias significativas. B) Boxplot de  $\dot{V}O_2$  resultados en  $Ts_{lab}$  y  $As_{track}$ . No se detectaron diferencias significativas. C) Velocidad versus Strf en  $Ts_{lab}$ ,  $Ts_{theory}$  y  $As_{track}$ . Al mismo tiempo Strf, la velocidad de  $As_{track}$  fueron siempre más altos que el de  $Ts_{lab}$  y  $Ts_{theory}$  D) Velocidad media en  $Ts_{lab}$ ,  $Ts_{theory}$  y  $As_{track}$ . \* =  $p < 0.050$

No se encontraron diferencias significativas entre la prueba y la repetición (Kruskal-Wallis,

$p=0.940$ ). La correlación fue buena ( $\rho=0.782$ ), confirmada por el gráfico de Bland-Altman (Figura 12). La diferencia de medias fue de  $-0.044 \pm 0.441$  ( $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) con límites inferior y superior respectivamente  $-0.909$  y  $0.820$   $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ , el tamaño del efecto fue  $d=0.070$  (sin efecto)(Cohen, 1988).



**Figura 12. Bland-Altman para test-retest de velocidad de pista.**

Las velocidades de transición  $T_{S_{lab}}$  y  $T_{S_{theory}}$  fueron significativamente más bajas que las velocidades promedio  $A_{S_{track}}$  entregado por GPS, siendo 68% y 37% más lento, respectivamente (Kruskal-Wallis  $p<0.001$ , Mann-Whitney  $p<0.001$ ).

La  $T_{S_{lab}}$  y  $T_{S_{theory}}$  fueron significativamente diferentes (Kruskal-Wallis  $p<0.001$ ), siendo  $T_{S_{lab}}$  8.130% el más rápido.  $\dot{V}O_{2_{track}}$  y  $\dot{V}O_{2_{lab}}$  no fueron significativamente diferentes (Anova  $p=0.060$ ).

Al evaluar cada velocidad de los protocolos por separado,  $A_{s_{track}}$  siempre fue mayor en promedio 54.753%, con respecto a  $T_{s_{lab}}$ ; y  $\dot{V}O_{2_{track}}$  fue 16.252% superior a  $\dot{V}O_{2_{lab}}$ .

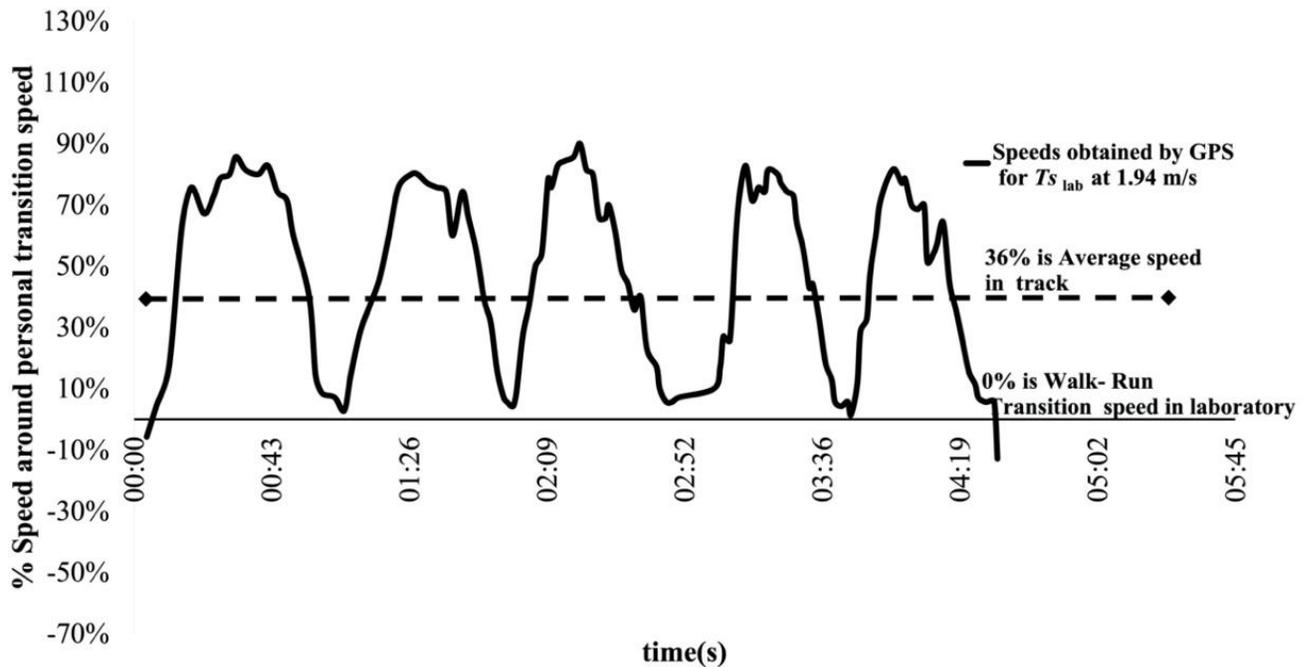
#### 4.1.4 Discusión

De acuerdo con el propósito del estudio, los resultados refutaron nuestras hipótesis. Se encontraron diferencias significativas entre la velocidad promedio en laboratorio y en pista (Tabla 3). Aunque la velocidad fue diferente de la esperada, los resultados de Test-retest fueron comparables, mostrando una cierta fiabilidad de la retroalimentación auditiva para ayudar a mantener una velocidad constante.

En nuestro estudio, la velocidad fue un factor importante para la interpretación de los resultados. La estimación de la  $T_{s_{theory}}$  se basó en la hipótesis de similitud dinámica, que asume similitud geométrica entre sujetos. Dentro de sujetos humanos, se ha demostrado que la hipótesis funciona, incluso cuando había una gran variabilidad debido a diferentes pesos corporales y distribución de masa corporal. (R. McN. Alexander & Jayes, 1983). Hreljac (1995) valores experimentales notificados de  $T_s$  ligeramente inferiores a los previstos, correspondientes a  $nFr$  0.49 (Hreljac, 1995). En nuestro caso el  $nFr$  correspondiente a  $T_{s_{lab}}$  fue aún más bajo, 0.433, que el  $nFr$  0.5 propuesto por Alexander (1977), pero cercano al valor experimental reportado por Kram et al. (1997) (R. Alexander, 1977; Kram et al., 1997). La diferencia detectada entre  $T_{s_{theory}}$  y  $T_{s_{lab}}$  (entre -6% y 29%) podría estar relacionado con la acomodación en la cinta de correr (I et al., 2010).

Según nuestros resultados, en la cinta de correr el  $T_{s_{lab}}$  de hecho, era igual a la velocidad media del ciclo de rampa. Sin embargo, en  $T$  la  $T_s$  real era menor que  $A_{s_{track}}$  (Figura 11), y el teórico  $T_{s_{theory}}$  fue en promedio 37% más bajo que  $A_{s_{track}}$ . Sin embargo, durante nuestras pruebas en pista, las velocidades de carrera se disparan desde el rango supuesto, como lo atestigua la figura 13, causando un desequilibrio entre la parte de caminar y correr del protocolo  $T$ . A pesar

del aumento de las velocidades de carrera, el consumo promedio de oxígeno durante un ciclo de rampa no creció significativamente (Tabla 3).



**Figura 13. Velocidad obtenida por GPS**

Velocidades obtenidas por GPS para  $T_{s_{lab}}$  a  $1.94 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . La nueva velocidad media fue en promedio 36% superior a  $T_{s_{lab}}$ . Debido a las velocidades obtenidas, el protocolo se enfocó principalmente en correr en la pista.

	velocidad ms <sup>-1</sup>	Hz	-	mLO <sub>2</sub> .kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup>		%						
	<i>T</i> <sub>Slab</sub>	<i>A</i> <sub>track</sub>	<i>T</i> <sub>theory</sub>	<i>Strf</i>	<i>nFr</i> <i>T</i> <sub>lab</sub>	$\dot{V}O_2$ <i>lab</i>	$\dot{V}O_2$ <i>track</i>	<i>A</i> <sub>track</sub> vs. <i>T</i> <sub>theory</sub>	<i>T</i> <sub>theory</sub> vs. <i>T</i> <sub>Slab</sub>	<i>A</i> <sub>track</sub> vs <i>T</i> <sub>lab</sub>	$\dot{V}O_2$ <i>track</i> vs $\dot{V}O_2$ <i>lab</i>	
<b>media</b>	<b>1.806</b>	<b>2.767</b>	<b>2.139</b>	<b>1.130</b>	<b>0.356</b>	<b>26.382</b>	<b>30.885</b>	<b>129.940</b>	<b>118.472</b>	<b>153.250</b>	<b>115.239</b>	
de	-	0.552	0.067	0.146	0.022	3.136	10.940	29.308	3.718	30.590	30.977	
<b>media</b>	<b>1.944</b>	<b>2.642</b>	<b>2.129</b>	<b>1.183</b>	<b>0.417</b>	<b>26.693</b>	<b>30.151</b>	<b>124.357</b>	<b>109.492</b>	<b>135.857</b>	<b>112.239</b>	
de	-	0.399	0.057	0.112	0.023	2.896	8.029	20.482	2.944	20.515	24.507	
<b>media</b>	<b>2.083</b>	<b>3.092</b>	<b>2.152</b>	<b>1.166</b>	<b>0.468</b>	<b>29.645</b>	<b>34.316</b>	<b>143.769</b>	<b>103.279</b>	<b>148.400</b>	<b>114.271</b>	
de	-	0.669	0.035	0.081	0.016	2.534	9.855	31.248	1.661	32.096	22.014	
<b>media</b>	<b>2.222</b>	<b>4.042</b>	<b>2.091</b>	<b>1.175</b>	<b>0.563</b>	<b>35.089</b>	<b>43.140</b>	<b>193.367</b>	<b>94.101</b>	<b>181.875</b>	<b>124.347</b>	
de	-	0.216	0.029	0.007	0.013	2.571	10.241	13.013	1.305	9.723	38.296	
<b>Media_tot</b>	<b>1.981*</b>	<b>2.934*</b>	<b>2.133*</b>	<b>1.166</b>	<b>0.433*</b>	<b>28.288</b>	<b>32.769</b>	<b>137.905</b>	<b>108.127</b>	<b>147.664</b>	<b>114.680</b>	
de	0.130	0.634	0.051	0.101	0.063	3.779	9.427	31.300	7.706	27.439	24.409	

**Tabla 3. Resultados en Laboratorio (cinta de correr) y Pista (GPS)**

Se presentan valores medios y desviación estándar de las variables investigadas. Las filas(%) corresponden a la comparación entre la variable 1 vs la 2. (\*) corresponde a diferencia significative  $p < 0.005$ .

Esos hallazgos apoyarían la idea de un "factor de cinta rodante" que debería considerarse.(Hreljac, 1995), particularmente cuando se trata de rampas de velocidad. En nuestro diseño, la rampa de velocidad proporcionó transiciones WRT bastante suaves, que resultaron ser antinaturales, en comparación con lo que sucedió en el campo. Las transiciones en el campo resultaron ser difíciles y exigentes, los sujetos caminaron durante muy poco tiempo y luego se movieron casi inmediatamente a correr, con un aumento abrupto de la velocidad (Figura 10). Algo similar, pero de manera opuesta ocurrió cuando los sujetos pasaron de correr a caminar, es decir, casi no hubo velocidades de transición intermedias como lo hicieron en el laboratorio (Figura 12). La cinta de correr representa tanto una guía como una restricción, forzando el control

de la velocidad, mientras que la retroalimentación auditiva solo proporciona una guía sin restricciones. Lo cual puede ser un factor positivo a la hora de pensar en los controles de velocidad en las fases de rehabilitación o vuelta al entrenamiento.(Foucher et al., 2010).

Los valores medios de  $T_{S_{lab}}$  ( $1.981 \pm 0.130 \text{ m.s}^{-1}$ ) estaban en línea con otras investigaciones:  $1.98 \pm 0.04 \text{ m.s}^{-1}$  (Kram et al., 1997),  $1.84 \pm 0.08 \text{ m.s}^{-1}$  (Hagio et al., 2015), 1.50 to  $2.00 \text{ m.s}^{-1}$  (R. M. Alexander, 2002),  $2.00 \text{ m.s}^{-1}$  (A. Minetti et al., 1994), 2.05 to  $2.23 \text{ m.s}^{-1}$  (Hreljac, 1993). Minetti et al. (1994) demostró que la velocidad de transición inversa, de correr a caminar, podría ser diferente en  $0.13$  a  $0.25 \text{ m.s}^{-1}$ .  $T_{S_{lab}}$  y  $T_{S_{theory}}$  se volvieron más similares a velocidades más altas, desde el percentil 60 ( $2.08 \text{ m.s}^{-1}$ ), es decir, la estimación según  $nFr$  parecía ser más fiable en este rango de velocidad. Aparentemente, las mediciones teóricas se acercan más a las mediciones reales a velocidades más altas. Esto debe tenerse en cuenta dependiendo del propósito para el que se utilizaría este cálculo teórico.

El uso de una audioguía para indicar el ritmo de los pasos, basada en la suposición de que  $Strf$  conduciría a la misma velocidad, era una forma simple y económica de regular la velocidad de progresión. Sin embargo, aunque los participantes pudieron sincronizar su frecuencia de paso con la audioguía, nuestra primera hipótesis no fue confirmada, ya que las velocidades en pista fueron significativamente mayores (146% a 167%) que en el laboratorio (Tabla 3). Estos resultados podrían explicarse por un aumento sustancial en la longitud de la zancada, pasando de la cinta de correr al campo.(Soni & Lamontagne, 2020), sugiriendo diferentes comportamientos mecánicos en laboratorio vs pista. Esta explicación está respaldada por el gráfico de frecuencia de paso versus velocidad (Figura 10), ya que para mantener la misma frecuencia en la pista era necesario que los sujetos aumentaran su velocidad. Al dejar la frecuencia fija, la única opción viable es aumentar la longitud de la zancada y el tiempo de vuelo.

Malatesta et al. (2010) informaron que diferentes sujetos (adultos mayores jóvenes y sanos), entrenados para caminar en una cinta de correr, eligieron una velocidad de caminata autoseleccionada más lenta en el dispositivo que en el suelo(Malatesta et al., 2010). Aparentemente, aumentar la velocidad de paso para tratar de mantener las oscilaciones de velocidad generadas por audio generó un aumento compensatorio en  $\dot{V}O_2$ . Minetti et al. (1994)

y Schepens et al. (2004) demostraron que en personas de diferentes alturas, una estrategia para mantener la velocidad es aumentar la frecuencia de los pasos. Sin embargo, ambos estudios evaluaron una velocidad constante de marcha (A. E. Minetti et al., 1994). La estrategia utilizada para tratar de seguir las variaciones de velocidad es interesante y tiene aplicaciones tanto para el rendimiento deportivo como para los programas de rehabilitación.

Se han explorado diferentes estrategias ingeniosas para lograr el control de la velocidad de sujetos humanos en el campo, por ejemplo, siguiendo la guía visual por medio de un láser. (A. E. Minetti et al., 2013). Recientemente, este método se ha empleado para guiar a Eliud Kipchoge en su exitoso intento de ganar y establecer el nuevo récord mundial de maratón. (Snyder et al., 2021). Sería deseable explorar otras estrategias, como seguir la retroalimentación del GPS, con la ayuda de un compañero, o seguir un dron programado. Los acelerómetros y GPS también podrían ayudar a generar una retroalimentación de audio más efectiva. Sin embargo, la cinta de correr parece ser importante para controlar la velocidad de locomoción, así como la energía metabólica requerida para mantener el movimiento. En situaciones que requieren más control del movimiento y consumo de oxígeno está indicada la cinta de correr, según nuestros resultados.

Tradicionalmente, se ha pensado que las desviaciones de un ritmo constante habrían generado un gasto energético extra (Robinson et al., 1958). Minetti et al. (2013) trabajaron con velocidades oscilantes para caminar y correr (por separado), para laboratorio y pista, encontraron que para oscilaciones al caminar en torno a ( $5 \pm 1$ ,  $5 \pm 1.5$ ,  $5 \pm 2.0$ ,  $5 \pm 2.5$  km.h<sup>-1</sup>) el  $\dot{V}O_2$  presenta diferencias significativas en la cinta de correr, mientras que para correr (en laboratorio y pista) las diferencias solo se encontraron cuando las oscilaciones estaban alrededor 11 km.h<sup>-1</sup>  $\pm 3$  y  $\pm 4$ . Estos resultados estarían en línea con lo encontrado en nuestros resultados, considerando que nuestras velocidades promedio en el campo fueron 2.93 m.s<sup>-1</sup> y en el laboratorio 1.98 m.s<sup>-1</sup> para rampas en 1.80, 1.94, 2.08 y 2.22 m.s<sup>-1</sup> con  $\pm 10$  y  $20$  % de estas velocidades, y que los sujetos en la pista corrían en su mayoría que caminaban. (Figura 12). Este comportamiento ha sido confirmado recientemente por Ranum et al. (2021), que mostraron que ligeras variaciones en la velocidad de carrera (1.4-7.0%) no tienen un impacto significativo en el

costo de carrera, la frecuencia cardíaca y el lactato en sangre (Ranum et al., 2021). (Ranum et al., 2021)

Este estudio no fue diseñado para determinar las diferencias entre las velocidades constantes de caminar o correr en una cinta de correr versus las velocidades controladas en el campo. El reto era reproducir un protocolo de velocidad variable, algo poco investigado que incluía cambios continuos del comportamiento mecánico, desde un péndulo invertido hasta un modelo de resorte-masa.

Los resultados de este estudio deben evaluarse teniendo en cuenta las siguientes limitaciones:

- i) La comparación entre laboratorio y campo no siempre reproduce de manera óptima las acciones del deporte;
- ii) La ejecución de la técnica de carrera en cinta rodante y campo puede variar;
- iii) Las características del sustrato de la pista y la cinta de correr fueron diferentes, y esto puede haber sesgado ligeramente los resultados;
- iv) Aunque hemos utilizado la última tecnología GPS, pueden haber ocurrido errores instrumentales no evidenciados de la velocidad;
- v) Las diferentes condiciones ambientales y la presencia de otras personas en la pista pueden haber alterado las actuaciones;
- vi) Aunque se incluyó una sesión de entrenamiento, la diferente familiaridad de los participantes con la cinta de correr y el protocolo puede haber afectado los resultados individuales.

#### 4.1.5 Aplicación práctica

Aunque no fue posible replicar la velocidad de la cinta rodante con biorretroalimentación auditiva, en base a nuestros resultados pudimos concluir que podría ser energéticamente conveniente cubrir una distancia alternando secciones de caminar y correr.

En las carreras de larga distancia, como el trail running, donde es posible cambiar de correr a caminar y viceversa, la velocidad fluctúa alrededor de velocidades de carrera bajas a medias. En estos casos, mantener constante la frecuencia de zancada amplificando la fase de vuelo podría ser una estrategia ventajosa para mejorar la eficiencia mecánica. Esto podría ser interesante en condiciones extenuantes, como correr en montañas con cambios de altitud significativos. Nuestros hallazgos sugieren que las aceleraciones negativas, los tramos de caminata y los cambios entre la mecánica de la locomoción podrían permitir ciclos de recuperación de energía. Los protocolos de velocidad y marcha variables podrían ser útiles para atletas o personas activas que se recuperan durante una fase posterior a la lesión. Podría ser utilizado por los atletas antes de volver a su ejercicio físico de intensidad normal.

#### 4.1.6 Conclusiones

El control de velocidad influye en el estudio de las condiciones mecánicas de caminar y correr y es un punto crítico para la determinación de variables como el costo metabólico y mecánico del transporte, la recuperación y la eficiencia, entre otras. Las suposiciones erróneas podrían llevar a una mala interpretación de los resultados. Usar la velocidad de ritmo para controlar la velocidad de progresión en el campo podría haber sido una forma simple y económica, pero ha demostrado ser poco confiable en pruebas complejas, con velocidades y ritmos variables. El espacio-tiempo y los parámetros mecánicos también deben ser considerados: es uno de nuestros objetivos en la continuación de este proyecto. Las suposiciones erróneas sobre las velocidades teóricas dependientes de la velocidad en el campo podrían conducir a resultados plausibles pero erróneos.

Nuestros resultados podrían ser útiles para aplicaciones de salud y deportes. En términos de consumo de oxígeno, podría ser ventajoso alternar episodios de caminar y correr en lugar de correr a una velocidad casi constante.

## 4.2 Capitulo: ¿Cambiar de ritmo o no cambiar? Energética de la locomoción humana cerca de la velocidad de transición caminar-correr.

### Resumen

Siempre se ha pensado que correr a velocidad constante es energéticamente mejor que correr con velocidades crecientes o decrecientes.

#### **Objetivo:**

Nuestro objetivo era comparar caminar y correr a velocidad constante con una rampa de velocidades ascendentes y descendentes en torno a la velocidad personal de transición caminar-correr, analizando las características mecánicas del trabajo interno, externo, total, vertical y horizontal, y la recuperación de energía mecánica. Finalmente analizamos el costo metabólico del transporte y la eficiencia mecánica aparente. Las transiciones caminar-correr y correr-caminar se han analizado y comparado por separado.

#### **Métodos:**

Participaron Veinticuatro hombres entrenados. El protocolo se basó en 5 rampas de 50 segundos cada un alrededor del 0%,  $\pm 10\%$ ,  $\pm 20\%$  de la velocidad de transición caminar-correr. La transición de definió estableciendo un valor de corte de duty factor = 0.5.

#### **Resultados:**

Diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) se encontraron entre el protocolo de prueba oscilante basada en la velocidad personal de transición marcha a carrera para todas las variables involucradas. Generalmente, los valores de la prueba oscilante fueron más altos que caminar, pero más bajos que correr a velocidad constante.

#### **Conclusión:**

Un protocolo de velocidad ascendente y descendente centrada en la velocidad personal de transición marcha-carrera puede ser ventajosa mecánica y metabólicamente en comparación

con correr a la misma velocidad de manera constante. La razón podría estar relacionada con un mecanismo de ahorro de energía híbrido entre el péndulo y la masa de resorte.

#### 4.2.1 Introducción

La locomoción humana se caracteriza por dos principales formas de hacer locomoción, caminar (W) y correr (R), y un tercero, un galope bípedo llamado skipping. Cada marcha se describe mediante un modelo mecánico distinto, y por un rango de velocidades, frecuencias de zancada (Strf) y tiempos relativos de oscilación y postura. (Pavei et al., 2015; Saibene & Minetti, 2003). Sin embargo, la W humana puede definirse como una marcha en la que al menos un pie está siempre en contacto con el suelo. (Hildebrand, 1985), mientras que R y skipping siempre implican una fase balística, aérea, y por esto se llaman marchas de rebote. (G. A. Cavagna, 2010). El cambio de marcha ocurre a través de una zancada de transición, donde el patrón de movimiento debe cambiar rápidamente de un modelo mecánico al otro, con cambios abruptos de velocidad de progresión y tiempo relativo de contacto (DF), definido como la fracción de una zancada para la cual cada pie permanece en el suelo (R. McN. Alexander, 1989) .

Siendo W la opción "por defecto" por su bajo coste energético, debido a la efectiva reutilización de energía mecánica a través del modelo pendular, sería necesario un cambio a R cuando se necesiten velocidades de desplazamiento más altas. (Saibene & Minetti, 2003). De hecho, la velocidad W no puede aumentar más allá de la limitación impuesta por el modelo mecánico pendular. (Saibene & Minetti, 2003), y W se vuelve energéticamente más caro que R cuando la velocidad aumenta por encima de la velocidad de transición natural (Margarita, 1938). Así, a velocidades más altas R representaría por un lado una elección forzada, por su modelo mecánico masa-resorte que permite dar zancadas balísticas más largas, y, por otro lado, la mejor opción desde el punto de vista energético. (Saibene & Minetti, 2003). Estudios más recientes apuntaron a una participación de la actividad de los músculos de la parte inferior de la pierna en el desencadenamiento del cambio en la marcha (Abe et al., 2019; Hagio et al., 2015), Y ahora es bastante evidente que la transición de la marcha es un evento desencadenado por múltiples factores. (Kung et al., 2018)

De acuerdo con la hipótesis de similitud dinámica, la velocidad que desencadenaría las transiciones caminar-correr (WRT) o correr-caminar (RWT) están alométricamente relacionadas con la longitud de las extremidades inferiores a través de la ecuación del número de Froude. (R.

McN. Alexander & Jayes, 1983). Esta relación teórica ha sido confirmada experimentalmente, con algunas excepciones en condiciones de muy baja gravedad, por numerosas investigaciones. (Carr & McGee, 2009; De Witt et al., 2014; Griffin, T. M et al., 1999; Kram et al., 1997; Pavei et al., 2015).

El costo energético de la locomoción se estima comúnmente mediante mediciones de la tasa de consumo de oxígeno ( $\dot{V}O_2$ ) y tasa de producción de dióxido de carbono ( $V\dot{C}O_2$ ), eventualmente convertidos en equivalentes de energía (Lighton, 2019). El costo de la locomoción se expresa generalmente por unidad de distancia, como costo de transporte (C) (Schmidt-Nielsen, 1972). Tal expresión permitió subrayar algunos comportamientos interesantes de la energía de la locomoción, como la velocidad óptima de W y la cuasi-constante C de R. De hecho, cuando se contrasta contra la velocidad, la C de W muestra una forma característica de "U" con un mínimo cercano a la velocidad de marcha natural (autoseleccionada). (Mian et al., 2006). A velocidades crecientes, la curva W se cruza con la curva del C de R, que muestra una tendencia casi constante alrededor de  $4 \text{ J}\cdot\text{kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$  (A. Minetti et al., 1994). Se ha observado un comportamiento similar en los caballos, donde todas las marchas: caminar, trotar y galopar; muestran rangos de velocidades óptimas. (A. Minetti et al., 1999). Esos resultados apoyarían la idea de una participación energética en el desencadenamiento de las transiciones de la marcha.

Margaria (1968) introdujo el concepto de eficiencia mecánica de la locomoción como la relación entre el trabajo mecánico total realizado y el gasto energético metabólico. Al emplear la C metabólica, es apropiado expresar también el trabajo mecánico para la distancia unitaria. La eficiencia obtenida a menudo se denomina eficiencia mecánica "aparente" (AE), para diferenciarla de la eficiencia mecánica de la actividad muscular. (Minetti et al., 1999). Se ha teorizado un desencadenante de eficiencia mecánica de la transición de la marcha, que involucra parámetros de marcha espacio-temporales y mecánicos. (Minetti et al., 1994b; Kung et al., 2018).

Según Cavagna (2017), el trabajo total de la locomoción ( $W_{tot}$ ) está compuesto por la suma de trabajo externo ( $W_{ext}$ ), que describe los cambios mecánicos de energía del centro de masa del cuerpo (BCoM), y un trabajo interno ( $W_{int}$ ), que explican los cambios de energía cinética de los segmentos corporales con respecto al BCoM ((G. Cavagna, 2017)El  $W_{ext}$  está determinado por las

variaciones de la energía potencial gravitacional y la energía cinética del BCoM. Durante un ciclo de locomoción, una fracción de la energía mecánica del BCoM se recupera mediante una transferencia entre la energía potencial cinética y gravitacional: dicha fracción se expresa generalmente como porcentaje de recuperación (R%) (Cavagna et al., 1976). El R% alcanza valores más altos en W a velocidad óptima (60-70%), debido a la eficiente transferencia de energía pendular, y disminuye rápidamente a velocidades más altas. En R los valores de %R permanecen por debajo del 5% y bastante constantes, debido al diferente modelo mecánico (Cavagna et al., 1976). El  $W_{int}$  se correlaciona positivamente con el Strf, y aumenta más rápido con la velocidad en W que en R (A. Minetti et al., 1994).  $W_{int}$  y %R son parámetros que estarían involucrados en la eficiencia mecánica que desencadena la transición de la marcha. ((A. Minetti et al., 1994); Kung et al., 2018).

Aunque el cambio de marcha generalmente implicaría un cambio de velocidad, la mayoría de los experimentos que involucran C y eficiencia mecánica se han llevado a cabo con series de secciones a velocidades constantes. (A. Minetti et al., 1994); Saibene & Minetti, 2003). Las aceleraciones positivas y negativas, características de la locomoción de humanos y animales durante las actividades diarias, teóricamente introducirían un costo adicional con respecto a la locomoción de velocidad constante, pero los experimentos de campo rechazaron esta hipótesis, al menos dentro de R (Minetti et al., 2013).

En un sencillo ejemplo, Minetti et al., 2001 & 2013 mostró que para un automóvil es más costoso desplazarse a velocidad oscilante que constante, sin embargo, en un humano ya es costoso correr, por lo cual oscilar en torno a velocidades (entre 0.83 y 1.39 m.s<sup>-1</sup>) no representaría un gasto extra de C (A. E. Minetti et al., 2001b, 2013). Ellos encontraron que este fenómeno en marcha oscilante tendría un límite de  $\pm 0.6$  m. s<sup>-1</sup> al comparar con marcha a velocidad constante, mientras que para correr el C se mantiene relativamente constante, independiente de la velocidad de oscilación (A. E. Minetti et al., 2013). Minetti et al., 2013 también pudo demostrar que el riesgo de sesgo inercial en treadmill versus pista solo ocurriría a velocidades oscilantes altas sobre los  $\pm 1.7$  m. s<sup>-1</sup>, lo cual permite pensar en protocolos fiables dentro de estos rangos. Por otro lado, Crof & Bertran., 2019 mostraron que en mini intervalos (de 5 a 10 pasos) de marcha/carrera/transiciones en treadmill, aquellas partes del protocolo que

incluían carreras lentas presentaban una demanda metabólica que aumentaba el gasto energético incluso cuando se pasaba por las transiciones. Una conclusión interesante de ellos fue que el entrenamiento por intervalos es mejor que la actividad sostenida (Croft & Bertram, 2019).

El propósito de nuestra investigación fue estudiar en profundidad la mecánica y la energía de la locomoción humana a velocidad variable, incluidos los cambios en la marcha, porque hipotéticamente las transiciones de la marcha también podrían causar un costo adicional. Bajo la consideración de tener oscilaciones de velocidad que según Minetti et al., 2001 & 2013 no agreguen costo extra de transporte, es plausible pensar que nuevos resultados puedan deberse al paso por las transiciones.

Diseñamos experimentos de laboratorio utilizando un sistema de captura de movimiento (MOCAP), una cinta de correr y un metabolímetro, para medir las variables mecánicas y fisiológicas durante la locomoción con ciclos de aceleración positiva y negativa, incluidas las transiciones caminar-correr (WR) y correr-caminar (RW). Cada sesión fue compuesta por ensayos contruidos alrededor de una velocidad promedio cercana a la velocidad de transición previamente evaluada, y por ensayos de W y R a la misma velocidad constante. Nuestras hipótesis fueron:

- i) El trabajo mecánico se vería afectado por las aceleraciones/desaceleraciones que caracterizaron el protocolo de velocidad variable (VSP)
- ii) El costo metabólico (C) del VSP sería intermedio entre el de W y R a velocidad constante.

#### 4.2.2 Métodos

En este estudio transversal, cada participante realizó el protocolo a velocidad variable (VSP) y velocidad constante (W o R) por separado en una cinta de correr en el laboratorio. Para volver a visitar el protocolo diríjase a metodología.

#### 4.2.2.1 Cálculo y procesamiento de datos

El preprocesamiento de imágenes se realizó en Vicon Nexus 2.14 (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, Reino Unido), el cálculo de variables cinemáticas se realizó con Python 2.7 y ProCalc 1.6 (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, Reino Unido), el cálculo de variables mecánicas se implementó en MatLab (The MathWorks, Inc., California, USA). El cálculo de C se realizó en Microsoft Excel (Microsoft Office 365).

#### 4.2.2.2 Análisis y estadística

Los resultados se presentan como valores medios y desviación estándar. La normalidad se verificó mediante la prueba de Shapiro Wilk. En caso de distribución normal, se aplicaron ANOVA unidireccionales o *t-test* y Kruskal Wallis para la distribución no paramétrica. Los post hoc fueron las pruebas de pares de Mann-Whitney y Dunn. Alpha se estableció en 0.05.

### 4.2.3 Resultados

Todos los participantes fueron corredores entrenados de clubes de carrera y maratón:  $47,11 \pm 35,28$  km por semana,  $32,53 \pm 10,99$  años, *masa corporal* =  $72,96 \pm 9,51$  kg, *altura* =  $1,75 \pm 0,08$  m, *IMC* =  $23,08 \pm 2,91$ , longitud de extremidad inferior =  $0,93 \pm 0,04$  m .  $Ts_{lab} = 1.98 \pm 0.14$  (m. s<sup>-1</sup>),  $Ts_{theory} = 2.13 \pm 0.05$  (m. s<sup>-1</sup>), *nFr* =  $0,44 \pm 0,06$ .

Se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre los protocolos VSP, W y R para  $W_{ext}$ ,  $W_{int}$ ,  $W_{tot}$ , Rec%, C y AE. Los resultados detallados se pueden encontrar en las tablas 3 y 4, y en la figura 14 (A-F).

Con pocas excepciones, los resultados en VSP se encontraban entre los resultados de W y los de R (figura 14 A-E). Con respecto al costo metabólico, C fue en promedio 9% menor en W que en VSP (figura 14A). Desde el punto de vista mecánico, las diferencias en  $W_{ext}$  y  $W_{tot}$  estaban cerca de 43%, y eran estadísticamente significativas (Kruskal-Wallis  $p < 0.05$ ) (figura 14B, 14F). Con respecto a  $W_{int}$ , los resultados de R y VSP fueron muy ajustados, con solo un 2% de diferencia

(figura 14D). Por debajo de la velocidad de  $1.81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  (incluidas) las comparaciones entre W y VSP fueron estadísticamente significativas (Tabla 4 y 5). El R% en VSP fue en promedio 23% más alto que en R y 32% significativamente más bajo que en W (Tabla 4 y 5, y figura 14B). Por el contrario, el EA en VSP fue en promedio un 20% más bajo que en R y un 35% más alto que en W (Tabla 4 y 5, y figura 14E). Los resultados para los componentes de la  $W_{\text{ext}}$ ,  $W_v$  y  $W_h$ , se muestran en la figura 15 y en la tabla 4. Estos resultados se discutirán más adelante.

	$1.67 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	$1.81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	$1.94 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	$2.08 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$	$2.22 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$
<b>T. Externo (<math>\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}</math>)</b>					
VSP	$0.93 \pm 0.03$	$1.11 \pm 0.13$	$1.07 \pm 0.09$	$1.07 \pm 0.14$	$1.19 \pm 0.16$
W	$0.39 \pm 0.02^*$	$0.50 \pm 0.13^*$	$0.44 \pm 0.13^*$	$0.47 \pm 0.07^*$	-
R	$1.28 \pm 0.02^* \S$	$1.58 \pm 0.18^* \S$	$1.56 \pm 0.22^* \S$	$1.66 \pm 0.21^* \S$	$1.58 \pm 0.19^*$
<b>T. Interno (<math>\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}</math>)</b>					
VSP	$0.49 \pm 0.01$	$0.53 \pm 0.06$	$0.53 \pm 0.06$	$0.52 \pm 0.06$	$0.55 \pm 0.01$
W	$0.42 \pm 0.04^*$	$0.43 \pm 0.04^*$	$0.48 \pm 0.05$	$0.51 \pm 0.01$	-
R	$0.53 \pm 0.01 \S$	$0.43 \pm 0.04$	$0.52 \pm 0.08$	$0.52 \pm 0.07$	$0.56 \pm 0.04$
<b>T. Total (<math>\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}</math>)</b>					
VSP	$1.41 \pm 0.08$	$1.63 \pm 0.17$	$1.61 \pm 0.13$	$1.59 \pm 0.16$	$1.71 \pm 0.17$
W	$0.81 \pm 0.10^*$	$0.93 \pm 0.15$	$0.92 \pm 0.15^*$	$0.99 \pm 0.07$	-
R	$1.81 \pm 0.04^* \S$	$2.01 \pm 0.21 \S$	$2.08 \pm 0.28^* \S$	$2.18 \pm 0.26^* \S$	$2.14 \pm 0.19^*$
<b>T. Vertical (<math>\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}</math>)</b>					
VSP	$0.69 \pm 0.07$	$0.76 \pm 0.12$	$0.75 \pm 0.08$	$0.75 \pm 0.08$	$0.79 \pm 0.06$
W	$0.53 \pm 0.09^*$	$0.57 \pm 0.08$	$0.51 \pm 0.09$	$0.53 \pm 0.02$	-
R	$0.95 \pm 0.07 \S$	$1.18 \pm 0.16 \S$	$1.16 \pm 0.15 \S$	$1.16 \pm 0.19^* \S$	$1.12 \pm 0.13^*$
<b>T. Horizontal (<math>\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}</math>)</b>					
VSP	$0.57 \pm 0.04$	$0.77 \pm 0.14$	$0.69 \pm 0.05$	$0.67 \pm 0.06$	$0.71 \pm 0.06$
W	$0.52 \pm 0.09$	$0.64 \pm 0.09$	$0.60 \pm 0.11$	$0.63 \pm 0.07$	-
R	$0.43 \pm 0.02^*$	$0.49 \pm 0.09^* \S$	$0.48 \pm 0.19^* \S$	$0.57 \pm 0.10^*$	$0.48 \pm 0.08^*$
<b>Recovery</b>					
VSP	$0.29 \pm 0.02$	$0.30 \pm 0.03$	$0.29 \pm 0.01$	$0.28 \pm 0.06$	$0.25 \pm 0.07$
W	$0.64 \pm 0.06^*$	$0.59 \pm 0.08^*$	$0.61 \pm 0.07^*$	$0.60 \pm 0.05^*$	-
R	$0.08 \pm 0.01 \S$	$0.06 \pm 0.04^* \S$	$0.04 \pm 0.05^* \S$	$0.04 \pm 0.03^* \S$	$0.02 \pm 0.01^*$
<b>Costo de transporte (<math>\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{m}^{-1}</math>)</b>					
VSP	$3.37 \pm 0.64$	$4.13 \pm 0.61$	$3.94 \pm 0.34$	$4.01 \pm 0.32$	$4.65 \pm 0.29$
W	$2.69 \pm 0.32$	$3.18 \pm 0.22^*$	$3.35 \pm 0.37^*$	$3.95 \pm 0.25$	-
R	$3.76 \pm 0.09 \S$	$4.23 \pm 0.81 \S$	$4.26 \pm 0.68 \S$	$4.35 \pm 0.62$	$4.40 \pm 0.59$
<b>Eficiencia mecánica aparente</b>					
VSP	$0.45 \pm 0.12$	$0.40 \pm 0.08$	$0.42 \pm 0.06$	$0.40 \pm 0.04$	$0.37 \pm 0.02$
W	$0.30 \pm 0.03^*$	$0.29 \pm 0.04^*$	$0.27 \pm 0.03^*$	$0.23 \pm 0.08$	-
R	$0.48 \pm 0.07 \S$	$0.48 \pm 0.04 \S$	$0.49 \pm 0.04^* \S$	$0.50 \pm 0.06^* \S$	$0.49 \pm 0.03^*$

**Tabla 4. Resultados de las pruebas a velocidad variable, caminar y correr a velocidad constante**

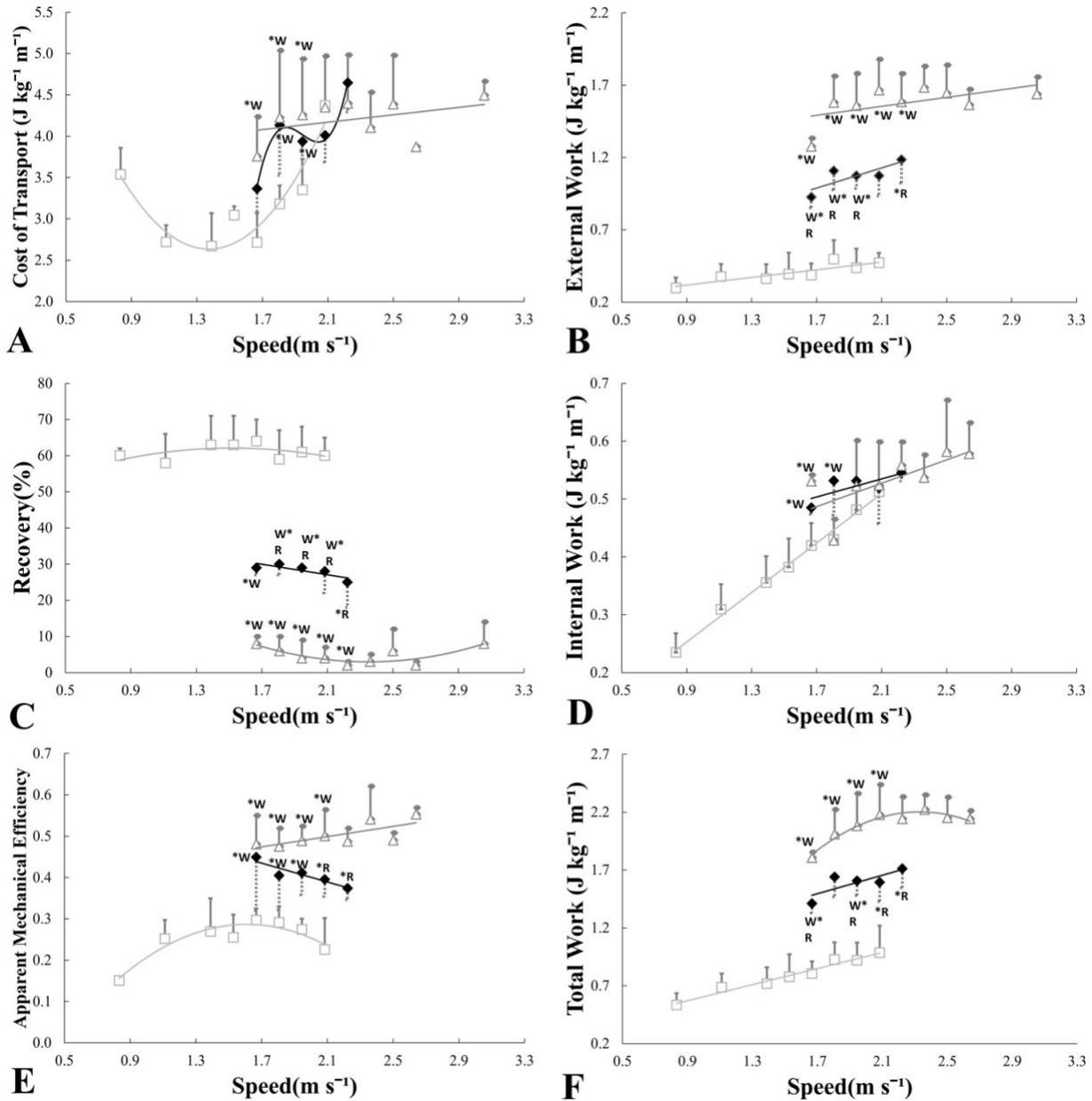
La velocidad indica el  $Ts_{\text{lab}}$  a partir de la cual se construyó la rampa. Para W y R es a velocidad

constante. VSP= Protocolo de velocidad variable, W= marcha, R= carrera, \* Diferencia entre protocolo y W o R, § Diferencia entre W y R. Los datos se presentan como media  $\pm$  desviación estándar.

	1.67 M S <sup>-1</sup>	1.81 M S <sup>-1</sup>	1.94 m s <sup>-1</sup>	2.08 M S <sup>-1</sup>	2.22 M S <sup>-1</sup>	promedio
<b>T. Externo</b>						
VSP – W	+42%*	+45%*	+41%*	+44%*	-	+43%
VSP – R	-38%*	-42%*	-46%*	-55%*	-33%*	-43%
<b>T. Interno</b>						
VSP – W	+14%*	+19%*	+9%	+2%	-	11%
VSP – R	-8%	+19%	+2%	+0%	-2%	2%
<b>T. Total</b>						
VSP – W	+43%	+43%	+43%	+38%	-	+42%
VSP – R	-28%	-23%	-29%	-37%	-25%	-29%
<b>Recovery</b>						
VSP – W	-35%*	-29%*	-32%*	-32%*	-	-32%
VSP – R	+21%	+24%*	+25%*	+24%*	+23%*	+23%
<b>Costo de transporte</b>						
VSP – W	-12%	+23%*	+15%*	+1%	-	+7%
VSP – R	+20%	-2%	-8%	-8%	+5%	+9%
<b>Eficiencia mecánica aparente</b>						
VSP – W	+33%	+28%	+36%	+43%	-	+35%
VSP – R	-7%	-20%	-17%	-25%	-32%	-20%

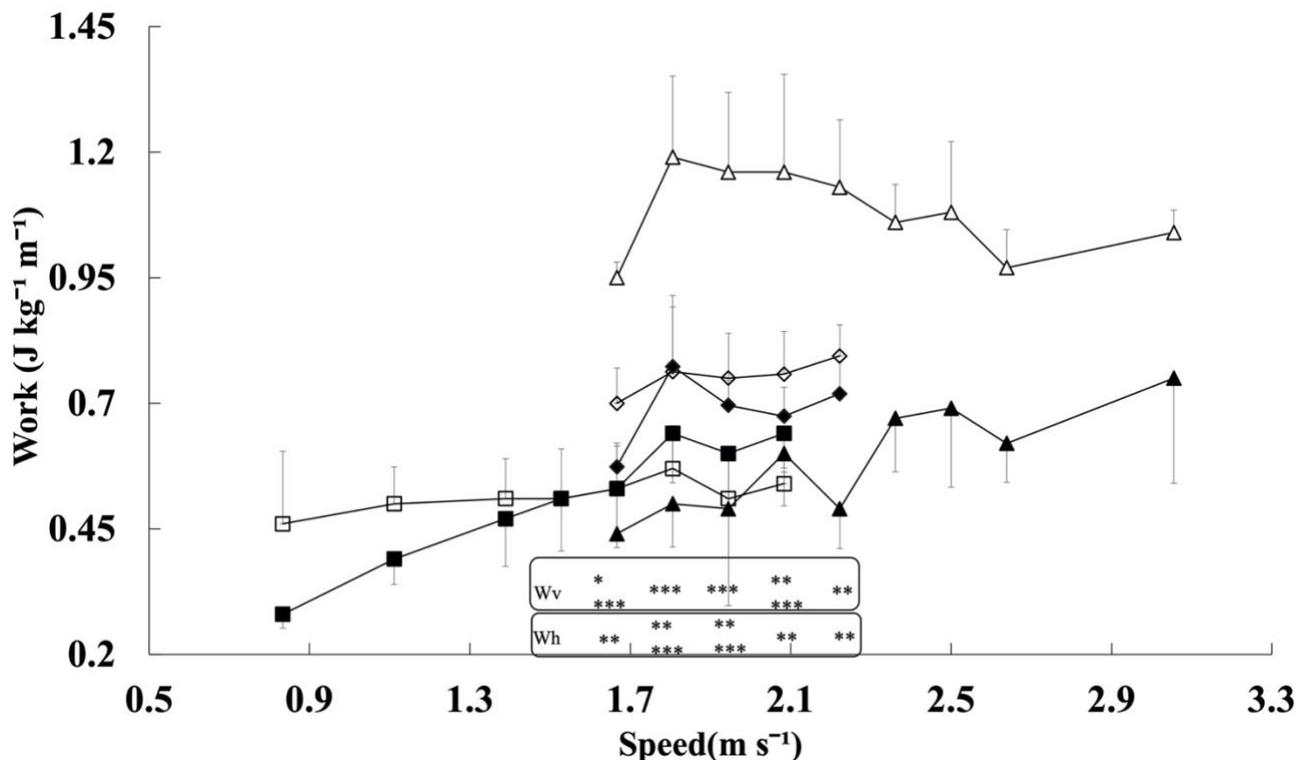
**Tabla 5. Porcentajes de variación**

La velocidad indica el  $Ts_{lab}$  a partir de la cual se construyó la rampa. Para W y R es a velocidad constante. El porcentaje de variación con respecto a caminar o correr se presenta en términos positivos o negativos. VSP= Protocolo de velocidad variable, W= Caminar a velocidad constante, R= correr a velocidad constante. \*Diferencia significativa  $P < 0.05$



**Figura 14. Resultados de la prueba a velocidad variable, caminando y corriendo a velocidad constante.**

A: Costo de transporte, B: Trabajo externo, C: Recovery, D: Trabajo interno, E: Eficiencia mecánica aparente, F: Trabajo total. Diamantes: Protocolo de velocidad variable (la velocidad indica el Ts lab desde el que se construyó la rampa), Cuadrados: caminar a velocidad constante (W), Triángulos: correr a velocidad constante (R). (\*): son diferencias significativas ( $p < 0,05$ ) entre caminar y/o correr.



**Figura 15. Trabajo vertical y horizontal**

Trabajo vertical = transparente, Trabajo horizontal = negro, VSP = diamantes (la velocidad indica el  $T_{slab}$  desde el que se construyó la rampa), Caminar = cuadrados, Correr = triángulos. \* Diferencia significativa entre VSP y Caminar, \*\* diferencia significativa entre VSP y Correr \*\*\*diferencia entre Caminar y Correr.

#### 4.2.4 Discusión

Diferentes estudios exploraron las características mecánicas y energéticas de la locomoción a velocidad constante. Nuestro propósito fue evaluar un protocolo de velocidad variable centrado en el  $T_{slab}$ , y compararlo con W y R a velocidades constantes, en atletas entrenados acostumbrados a carreras de media y larga distancia. Intentamos responder a la pregunta si moverse a velocidades fluctuantes alrededor  $T_{slab}$  era energética y mecánicamente mejor que correr o caminar a la misma velocidad constante.

Nuestros resultados de W y R a velocidad constante estuvieron en línea con los resultados publicados anteriormente (G. A. Cavagna et al., 1976; G. A. Cavagna & Kaneko, 1977) (Willems et

al., 1995; Minetti et al., 2000; Pavei et al., 2015). El trabajo mecánico,  $W_{ext}$ ,  $W_{int}$  y  $W_{tot}$ , mostró una tendencia a aumentar con la velocidad, más pronunciada en  $W_{int}$  (figura 14B, D, F). Los valores obtenidos fueron comparables a los resultados de la literatura (Willems et al., 1995; Minetti et al., 2000; Pavei et al., 2015). Sin embargo, a diferencia de lo informado por otros, en el presente trabajo el  $W_{int}$  de W siempre resultó menor que el  $W_{int}$  de R a la misma velocidad constante. Tal diferencia podría deberse al diferente tamaño de la muestra,  $>20$  en nuestro estudio versus 5-6 (Willems et al., 1995; Minetti et al., 2000, respectivamente), y las diferentes tecnologías empleadas: 2 cámaras infrarrojas y marcadores en un lado del cuerpo en Willems et al. (1995); 4 cámaras infrarrojas con modelo 3D en Minetti et al. (2000).

Los pasos de rebote, como R, se caracterizan por altas oscilaciones de la energía potencial gravitacional. Por lo tanto, en estos andares humanos el trabajo realizado contra la gravedad ( $W_v$ ) es mucho más alto que el trabajo realizado para generar propulsión ( $W_h$ ), más del doble en nuestros resultados (Fig. 15). En W los valores de  $W_v$  y  $W_h$  fueron comparables, con un rango limitado de variación de  $W_v$ , ya que las oscilaciones del  $BcoM$  están limitadas por la longitud de la pierna y la longitud de la zancada. Según nuestros resultados, en W el  $W_h$  permanecieron más bajos que la vertical ( $W_h < W_v$ ) hasta velocidades en el rango de 1.5 - 1.8  $m \cdot s^{-1}$ , cerca de las velocidades de transición. A velocidades W más altas  $W_h > W_v$ , sugiriendo que este podría ser uno de los factores involucrados en la inducción de la transición (Fig. 15).

Aunque nuestros rangos de velocidad al caminar se desplazaron hacia la velocidad de transición, la C produjo la característica curva en forma de U, con un valor mínimo alrededor de 1.4  $ms^{-1}$ , de acuerdo con los resultados de la literatura (Mian et al., 2006; Minetti et al., 2000; Pavei et al., 2015; Bona et al., 2017; Bona et al., 2020). La C de correr era casi constante alrededor del valor de 4  $Jkg^{-1}m^{-1}$ , confirmando así los resultados previamente reportados (Ardigò et al., 1995; Minetti et al., 2000). Como era de esperar, R% alcanzó valores máximos, entre 60-64%, en W y valores mínimos, entre 6-8% en R (G. A. Cavagna et al., 1976; Pavei et al., 2015; Peyré-Tartaruga et al., 2021). El EA más alto se logró a velocidades intermedias de W. Nuestros resultados (0.15-0.30) fueron similares a los de Minetti et al. (2000) pero diferían de los datos presentados desde Cavagna & Kaneko (1977) (0.35-0.40). Los valores de EA de R variaron entre 0.48-0.55, relativamente cerca de los datos de la literatura (Cavagna & Kaneko, 1977; Minetti et

al., 2000). Las discrepancias encontradas podrían deberse a la diferente tecnología actual con respecto a 1977 y al pequeño tamaño heterogéneo de la muestra empleada en ese momento (1 velocista, 1 corredor de larga distancia, 2 sujetos no entrenados) (Cavagna & Kaneko, 1977). La concordancia entre nuestros resultados de velocidad constante y los de la literatura nos permite considerar también los resultados de velocidad variable, la verdadera novedad de este trabajo, fiable. En general, los resultados del VSP revelaron valores que oscilaron entre el de W y R, con la notable excepción de la  $W_h$  (Tabla 4; Fig. 15).

Sobre el comportamiento mecánico, el  $W_{int}$  los valores de VSP fueron cercanos a los de R y significativamente más altos que los de W solo en el rango de velocidad más bajo de VSP (Tabla 3; Fig. 14D). Eso suena razonable, ya que el  $W_{int}$  de W aumenta más rápido que el de R a medida que aumenta la velocidad, y sus líneas de tendencia se cruzan alrededor de la velocidad de  $2.0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Willems et al., 1995). El  $W_{ext}$  y %R de VSP produjo valores intermedios y significativamente diferentes con respecto a W y R (Tabla 4; Fig. 14). El VSP incluye fracciones iguales de tiempo para W y R, que implican interruptores mecánicos entre los modelos pendular y masa-muelle, y estos resultados son consistentes con un mecanismo de ahorro de energía pendular que opera durante las secciones de caminata del protocolo.

El trabajo mecánico horizontal ( $W_h$ ) de VSP fue significativamente mayor R y ligeramente superior a la de W, ambas a una velocidad constante igual a la velocidad promedio de VSP (Tabla 4; Fig. 15). Este resultado concuerda con nuestra primera hipótesis de que el aumento de las aceleraciones del VSP afectaría el trabajo mecánico, y el  $W_h$  está directamente influenciado por los cambios de la velocidad de avance (Cavagna et al., 1976).

El  $W_v$  de VSP fue significativamente mayor que la de W en el protocolo a la velocidad de transición más baja, y fue significativamente menor que el  $W_v$  de R en los dos protocolos con velocidades de transición más altas (Tabla 4; Fig. 15). Este comportamiento podría estar relacionado con nuestra segunda y tercera hipótesis, como las oscilaciones verticales del BcoM, y consecuentemente el  $W_v$  puede considerarse uno de los determinantes de la C (Pequera et al., 2023).

De hecho, el C de VSP mostró valores generalmente más bajos que el C de R a la misma velocidad constante, pero no significativamente diferentes. Sin embargo, las diferencias con W fueron estadísticamente significativas en dos protocolos VSP de cuatro (Tabla 4; Fig. 14A).

Estos resultados coinciden con investigaciones previas de Minetti et al., 2001&2013 las cuales reafirman que caminar y correr de manera oscilante, dentro rangos límites de  $\pm 0.6 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  para W y casi cualquiera para R, no presenta un gasto extra de energía, en nuestro caso los límites de  $\pm 0.16$  a  $\pm 0.44 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  permitirían considerar en este caso que el “efecto” transiciones tendría una influencia positiva en el ahorro de energía en carrera. Tal como lo describe Minetti et al., 2012 la capacidad de ahorro en marchas oscilantes es similar a un auto híbrido que es capaz de reconvertir energía desde la fase de desaceleración hacia la de aceleración. Al no tener una estructura que sea capaz de almacenar la energía de la desaceleración vemos posible que el cuerpo modifique el desplazamiento del BCoM incluso varios pasos después de la RWT, como una estrategia para tener menor  $W_v$  (Fig. 16)

Usherwood & Bertram., 2003 mostraron que en promedio un paso de transición equivale a un 1.75 veces mas que caminar o correr a la misma velocidad. En esta línea Croft & Bertram., 2019 encontraron que intervalos de 10 pasos generaron un aumento promedio de 7.5% más C que intervalos de 5 pasos(15%). Es decir, mayores pasos posterior a la transición podrían generar (hasta cierto punto) menor C. Esto podría ser una de las explicaciones del menor costo en el protocolo VSP.

Nuestros resultados experimentales de C en VSP entre  $1.81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  y  $2.08 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  (Fig. 14A), son bastante similares a lo expuesto por Croft & Bertram., 2019, es decir se presenta un C intermedio entre marcha y carrera hasta un punto de intersección cercano a los  $2.1\text{-}2.3 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ . Hasta este punto nuestros resultados son equivalentes incluyendo un C +23%( $p < 0.005$ ) de VSP respecto de W a  $1.81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ , +15% a  $1.94 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  y +1  $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$  a  $2.08 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  respectivamente, y menor respecto de carrera (entre -2% y -8%), para las mismas velocidades(Tabla 5). Esta diferencia con los estudios de presentados(Croft & Bertram, 2019; Usherwood & Bertram, 2003) podría encontrar respuesta en una de las explicaciones planteadas por Usherwood & Croft., 2003 que planteaba que la transición carrera- marcha, podría incluir factores mecánicos que propendan al

costo negativo, lo cual reduciría el C de uno o más pasos posteriores a la transición, similar a lo planteado por Minetti et al., 2012. Esta pregunta es la continuación de este artículo.

Sería razonable pensar que la estrategia de moverse a velocidades oscilantes  $T_{S_{lab}}$  permite mantener un consumo moderado de oxígeno con respecto a correr a la misma velocidad constante. El costo mecánico adicional debido a las aceleraciones involucradas en velocidades variables, que se destacó por el aumento  $W_h$ , fue equilibrado por el reducido  $W_v$  y manteniendo un alto porcentaje de recuperación de energía. Al analizar los desplazamientos verticales del BcoM durante el VSP (Fig. 16) es posible notar una "adaptación mecánica" visible durante los pasos alrededor de las transiciones de la marcha, cuando el mecanismo de ahorro cambia de masa pendular a resorte y viceversa. Esto implicaría, por ejemplo, que en la fase de aceleración negativa después de RWT parte de la inercia "traída de la carrera" se transfiere a los siguientes pasos de caminata generando un mecanismo de transición "híbrido" y ampliado entre el modelo masa-resorte y el péndulo (Fig. 16). Esta fase de aceleraciones negativas permite que el resorte siga liberando energía, mientras que el elemento rígido (péndulo) comienza con su función de ahorro de energía al caminar. El comportamiento de los pasos después de RWT sería similar al de un fluido no newtoniano que depende de la velocidad para modificar la rigidez de su estructura o equivalente a un amortiguador hidráulico que modifica su capacidad de compresión y extensión en función de la velocidad y el ángulo de impacto.

El concepto de pendiente equivalente se propuso como una estimación de correr a velocidad variable. La idea era que correr con aceleraciones en plano equivaldría a correr en una determinada pendiente a velocidad constante. (P. Di Prampero et al., 2005; A. E. Minetti & Pavei, 2018). Correr presentaría aumentos de C a medida que aumenta la aceleración positiva o pendiente, por otro lado, las aceleraciones negativas causarían una disminución de C.

Nuestro VSP produjo las mismas aceleraciones positivas y negativas, y ambas fases contribuyen, en diferentes proporciones, a los mecanismos de ahorro que se encuentran en el protocolo oscilante, haciendo que este bucle de aceleraciones alrededor  $T_{S_{lab}}$  eficiente. En general, la fase descendente mostró valores netos superiores a la ascendente, excepto el R%. En

la fase ascendente el R% fue casi constante, mientras que en la fase descendente su máximo fue alrededor de VSP en  $1.81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ , con una tendencia decreciente.

El AE de VSP fue mayor que el de W, pero con una tendencia decreciente similar (Table 4; Fig. 14E). Se ha demostrado que el trabajo del tendón sería responsable de aumentar la EA en R (Monte et al., 2021), y se ha observado una correlación positiva entre el trabajo del tendón y la EA en la carrera a velocidades crecientes (Monte et al., 2020). De acuerdo con esos resultados, sería posible que la oscilación alrededor de  $T_{S_{lab}}$  causaría variaciones de los ciclos de alargamiento-acortamiento muscular y rigidez de las piernas que reducirían el trabajo del tendón y, finalmente, disminuirían el desplazamiento vertical del BCoM. Los contrastes metodológicos, producto de los diferentes elementos tecnológicos disponibles en cada época, podrían explicar desiguales resultados.

### *Aplicabilidad*

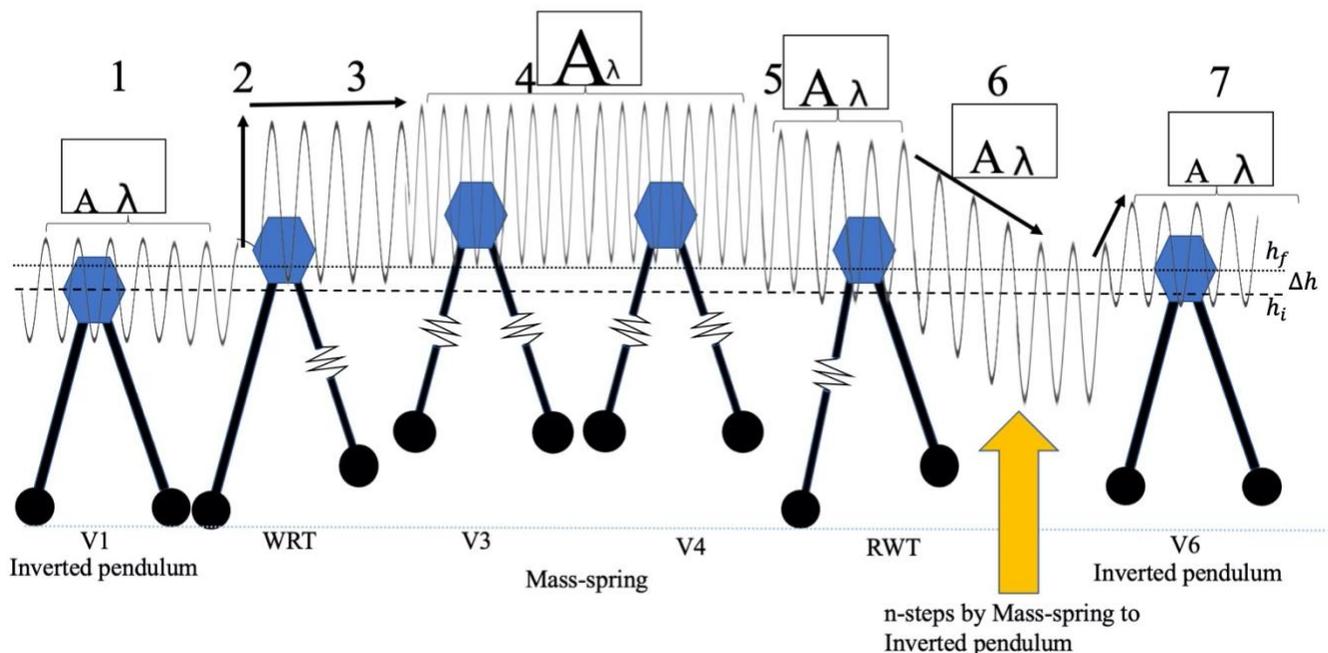
Cambios de gait con Mini-intervalos en treadmill ya se han recomendado por los beneficios que aporta a la adaptabilidad cardiorrespiratoria, muscular, articular y del sistema de control motor (Croft & Bertram, 2019).

La posibilidad de combinar marcha, carrera y transiciones, junto con su consecuente modificación de energía cambiando de pasos podría ser una estrategia interesante para profesionales de la salud y rehabilitación que deseen incorporar otros formatos de locomoción (Croft & Bertram, 2019). Paradigmas como estos ya se han observado en animales, por ejemplo, los caballos cambiarían de galope transversal de izquierda a derecha para reducir la fatiga (Biancardi & Minetti, 2012).

### Limitaciones

El enfoque de esta investigación está centrada en la influencia de la velocidad de transición marcha- carrera en la creación de un protocolo de velocidad variable. Esto no permitió evaluar la

velocidad de transición carrera-marcha, y es una misión pendiente para este equipo de investigadores. En el área del rendimiento deportivo en carreras de velocidades oscilantes como trail running, es necesario evaluar si este tipo de protocolos mantiene las ventajas energéticas a mayores velocidades, por más tiempo, en diferentes desniveles y con/sin paso por las transiciones.



**Figura 16. Propuesta de modelo de transición de masa-resorte a péndulo invertido y viceversa en VSP**

El dibujo presenta el desplazamiento vertical del BCoM en VSP, el paso desde el modelo de péndulo (V1 y V6) hasta el de masa-resorte (V3 y V4) a través de WRT y RWT. Ver que  $\lambda$  = longitud de onda,  $A$  = amplitud de onda,  $h_i$  = Altura inicial BCoM,  $h_f$  = Altura final BCoM,  $\Delta h$  = diferencia de altura inicial y final BCoM. Tenga en cuenta que en (1) y (7) camina a velocidad constante, lo que para fines demostrativos llamamos el punto basal de  $\lambda$  y  $A$ . (2) WRT, el ascenso del BCoM busca la verticalidad inmediatamente, y es reconocido por la 1ª fase de vuelo, (3) rápido aumento de  $A$  y disminución de  $\lambda$ , hasta llegar a los primeros pasos a la carrera en (4). (5) Primer paso de transición cuando se inicia el contacto doble talón, (6) n-pasos "híbridos" donde el BCoM va desacelerando progresivamente y disminuyendo  $\lambda$  y aumentando  $A$ , hasta que encuentra el péndulo en (7). Tenga en cuenta que en V6 es posible que algunos sujetos tengan un  $h_f$  = mayor que  $h_i$ .

#### 4.2.5 Conclusión

Usar la velocidad de transición para correr y luego oscilar alrededor de ella con tiempos limitados, parece ser una estrategia ventajosa de ahorro metabólico y mecánico en comparación con correr a la misma velocidad. La razón podría estar relacionada con un mecanismo de ahorro de energía híbrido entre el péndulo y la masa del resorte, con la ventaja obtenida de la aceleración positiva y negativa, y con el menor trabajo tendinoso.

## 4.3 Capitulo: Un cambio no tan abrupto. Un análisis de los pasos de transición caminar-correr y correr-caminar.

### Resumen

En estudios anteriores el autor ha presentado que correr a velocidad variable centrado en la velocidad personal de transición marcha-carrera sería más eficiente que correr pero menos que caminar.

#### **Objetivo:**

Los objetivos de este trabajo se centraron en identificar qué tipo de gait dentro de un protocolo de velocidad variable centrado en la  $T_s$  aporta ahorros energéticos y mecánicos, conocer si la etapa desaceleradora de la rampa es mecánicamente más eficiente que la aceleradora, identificar si los cambios de altura en el BCoM antes y después de WRT ó RWT es una explicación plausible para el ahorro energético, y comprobar si el cambio de marcha a carrera genera una disminución de la frecuencia de pasos.

#### **Métodos:**

Participaron veinticuatro hombres entrenados. El protocolo se basó en 5 rampas de 50 segundos cada una alrededor del 80%, 90%, 100%, 110% y 120% de la velocidad de transición caminar-correr. Se identificaron específicamente las fases de marcha, transición y carrera con aceleración positiva ó negativa. Se calculó Trabajo Externo, Interno, Total, Recovery, Frecuencia de Zancada, altura del Centro de Masas.

#### **Resultados:**

De manera general los modos que consideraban desaceleración tuvieron mejor Recovery, mayor trabajo horizontal y menor trabajo vertical. El desplazamiento vertical del centro de masas

presentó un aumento posterior a la transición carrera-marcha. Diferente de lo planteado por otros autores la frecuencia de zancada aumentó después de la transición marcha-carrera.

**Conclusión:**

Cambiar la velocidad en un protocolo de velocidad oscilante centrado en transición marcha-carrera genera aumento del trabajo horizontal haciendo más eficiente la locomoción en comparación con correr a velocidad constante. Las modificaciones en el centro de masa corporal y frecuencia de pasos previo y posterior a la transición podrían explicar el ahorro energético al prolongar la cercanía entre el trabajo horizontal y vertical. Es posible visualizar aplicaciones tanto en el campo de la rehabilitación de marcha y carrera, como en el entrenamiento y rendimiento deportivo.

### 4.3.1 Introducción

El trabajo mecánico total ( $W_{tot}$ ) expresado como la suma de trabajo mecánico interno ( $W_{int}$ ) y externo ( $W_{ext}$ ) (Williams & Cavanagh, 1983) ha sido de interés desde hace varios años por las explicaciones mecánicas que aportan al desempeño de la locomoción y se presenta como un complemento al trabajo metabólico para el cálculo de la eficiencia (G. Cavagna et al., 1963; G. A. Cavagna & Kaneko, 1977; P. E. Di Prampero et al., 2015; Peyré-Tartaruga et al., 2021). Algunos estudios han mostrado que al aumentar la velocidad de progresión de la marcha existe un menor Recovery (R%), mayor trabajo interno y frecuencia de pasos que correr (A. E. Minetti et al., 1994).

Desde la introducción del  $W_{int}$  por FENN en 1930 (G. A. Cavagna et al., 1964), es que se plantearon modelos de cálculo basados en la energía cinética y potencial del sistema (G. A. Cavagna & Kaneko, 1977, p. 19) los cuales son afectados por la aceleración cuerpo y sus segmentos. En este contexto caminar ó correr con extremidades moviéndose simétricamente ha sido estudiado ampliamente (A. E. Minetti, 1998; A. E. Minetti et al., 1993) llegando a determinar las mejores performance de costo de transporte, eficiencia mecánica aparente (AE) y R%.

En la locomoción humana aún existen numerosas preguntas por responder. Por ejemplo, varios autores han dedicado tiempo y esfuerzo a estudiar los mecanismos desencadenantes de la transición marcha a carrera (WRT). Algunos postulados han sido que resulta de límites metabólicos (Hreljac, 1993; Margaria et al., 1963; Mercier et al., 1994) articulares de tobillo (Farris & Sawicki, 2012) y cadera (A. E. Minetti et al., 1994); ó mecánicas (Pires et al., 2014). Estos desencadenantes se agrupan en dos macro ideas, una enfocada en limitar las exigencias musculares, y otra en disminuir al mínimo las cargas al sistema musculo esquelético. Independiente de cuál sea, si observamos a la locomoción como un sistema dinámico complejo, cualquiera de las variables discretas involucradas podría modificarse para iniciar la WRT.

Se han encontrado diferencias en las trayectorias del centro de masa corporal (BCoM) entre marcha, carrera y skipping (Pequera et al., 2021), lo cual nos hace pensar que esta condición

puede presentar comportamientos especiales en locomociones no simétricas ó variables, pudiendo entregar alguna pista sobre el mecanismo energético involucrado.

En un artículo recientemente publicado [Lagos, Bona & Biancardi, 2023](#) mostraron que en un protocolo de velocidad variable (VSP) en torno a la velocidad personal de transición marcha-carrera ( $T_s$ ) el  $VO_2$  ( $\text{ml O}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ ) presentó similares tasas de consumo que a velocidad constante aun cuando aumentara la frecuencia media de pasos.

Parece ser interesante conocer mecanismos alternos de locomoción que generen mayor eficiencia en la población, ya que se sabe que la velocidad de marcha está asociada con fragilidad, y otras variables que son indicadores de la salud (Binotto et al., 2018).

Los objetivos de este trabajo fueron:

- (1) Identificar qué tipo de gait dentro de un protocolo de velocidad variable centrado en la  $T_s$  aporta ahorros energéticos y mecánicos,
- (2) Identificar si la etapa desaceleradora de la rampa es mecánicamente más eficiente que la aceleradora,
- (3) Identificar si los cambios de altura en el BCoM antes y después de WRT ó RWT es una explicación plausible para el ahorro energético, y
- (4) Comprobar si el cambio de marcha a carrera genera una disminución de la frecuencia de pasos.

### 4.3.2 Métodos

Para metodología vuelva a revisar [sección 3](#) de metodología.

#### 4.3.2.1 Protocolo del estudio

Consideramos la velocidad de  $T_{s \text{ lab}}$  y a partir de ahí, llamamos (Tabla 2):

- $V_1$  = Marcha pre WRT,

- WRT = Transición Marcha-Carrera(0%  $Ts_{lab}$ ),
- V3 = Carrera posterior a WRT,
- V4 = Carrera previa a WRT,
- RWT = Transición Carrera-Marcha,
- V6 = Marcha posterior a RWT

Obtención de Velocidades						
Nombre	V1	WRT	V3	V4	RWT	V6
<b>Velocidad</b>	*	0% $Ts_{lab}$	*	*	*	*
<b>Duty Factor</b>	DF >0.5	Cambio abrupto de DF	DF <0.5	DF <0.5	Cambio abrupto de DF	DF >0.5
<b>Gait</b>	Marcha	Transición WR	Carrera	Carrera	Transición RW	Marcha
<b>Rampa</b>	Parte Ascendente			Parte Descendente		
<b>Ejemplo velocidad</b>	5.90	6.50	7.20	7.80	7.80	7.20

**Tabla 6 Obtención de Velocidades**

Note que (\*) significa que aquella velocidad fue identificada de manera posterior en el procesamiento.

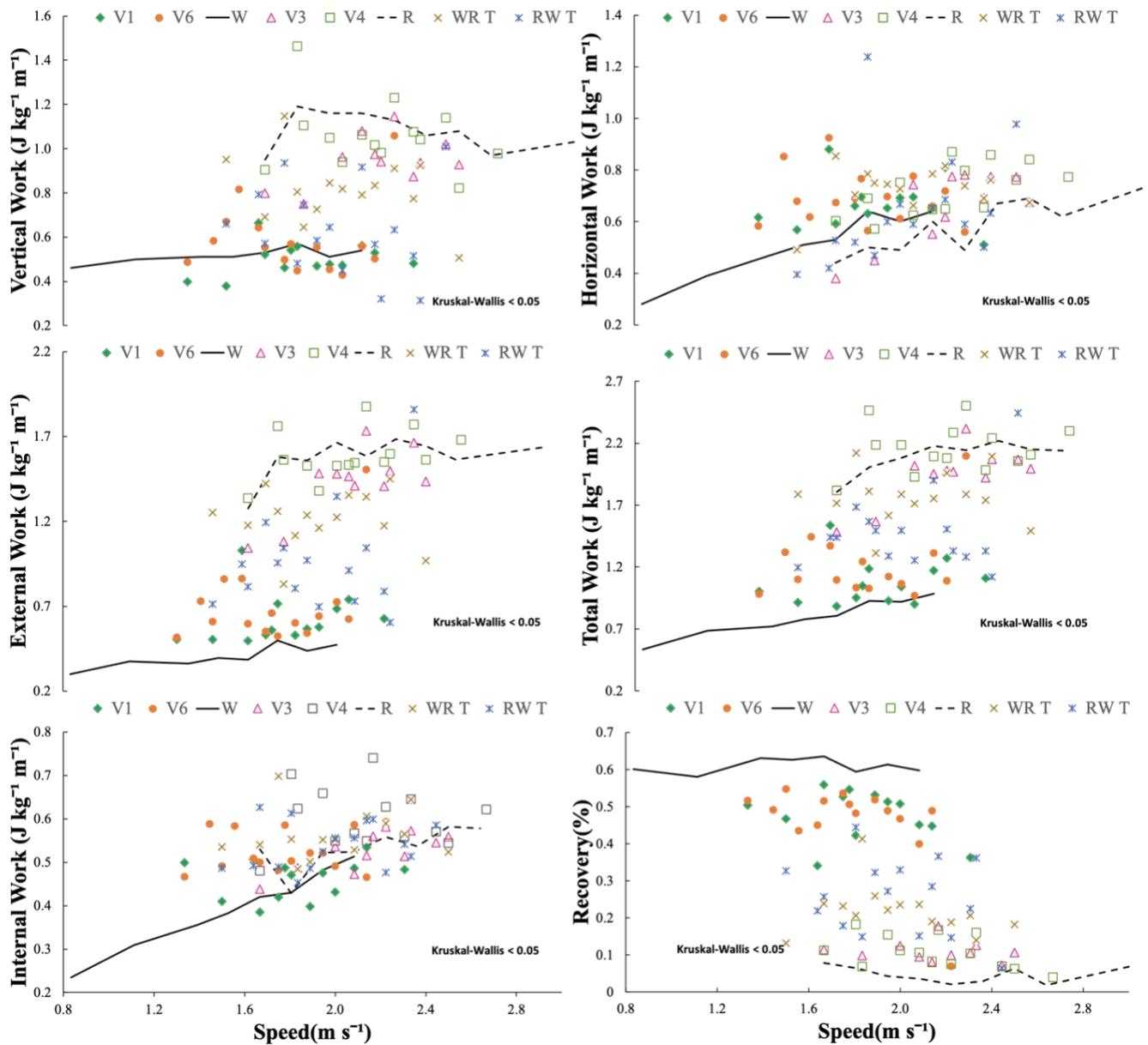
### 4.3.3 . Resultados

#### 4.3.3.1 Trabajo mecánico y recuperación de energía

Todas las variables presentaron distribución no normal, por lo que no se ha aplicado una prueba paramétrica de Kruskal-Wallis para comparar las diferentes condiciones. Se encontraron diferencias significativas entre todas las condiciones (V1, WRT, V3, V4, RWT, V6, W, R) en cada

variable  $W_{ext}$  ( $p < 0.001$ ),  $W_{int}$  ( $p < 0.001$ ),  $W_{tot}$  ( $p < 0.001$ ),  $W_v$  ( $p < 0.001$ ),  $W_h$  ( $p < 0.001$ ) y  $R\%$  ( $p < 0.001$ ). En tabla 6 y figura 17 se muestra información detallada y post-hoc.

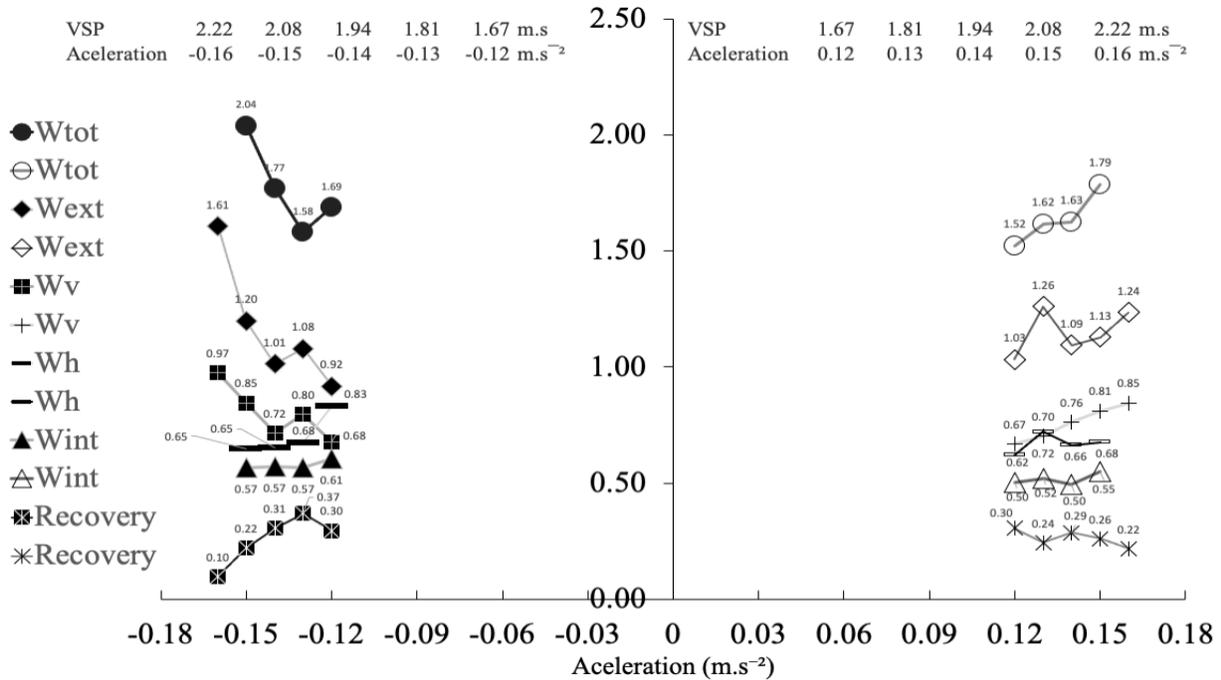
Se han agrupado los ciclos del tramo marcha-carrera ( $V_1$ ,  $WRT$ ,  $V_3$ ), con aceleración positiva, y del tramo carrera-marcha ( $V_4$ ,  $RWT$ ,  $V_6$ ), con aceleración negativa, y se ha comparado su valor medio de las variables mecánicas. No se encontraron diferencias significativas entre los dos tramos. Sin embargo, se encontraron diferencias significativas entre los dos tramos y  $W$  ó  $R$  para  $W_{ext}$  (Kruskal-Wallis,  $p < 0.001$ ),  $W_{int}$  (Anova,  $p < 0.001$ ),  $W_{tot}$  (Kruskal-Wallis,  $p < 0.001$ ),  $W_v$  (Kruskal-Wallis,  $p < 0.001$ ),  $W_h$  (Kruskal-Wallis,  $p = 0.001$ ) y  $R\%$  (Kruskal-Wallis,  $p < 0.001$ ). Detalles en la tabla 6 y la fig. 17-18.



**Figura 17. Gráficos de resultados para la velocidad variable, caminar y correr a velocidad constante**

Trabajo vertical, horizontal, externo, total e interno ( $J\ kg^{-1}\ m^{-1}$ ); y Recovery(%)

Diamantes verdes: V1; Cruz marrón: WRT; Triángulo rosa: V3; Cuadrado verde: V4; Asterisco azul: RWT; Círculo naranja: V6; Línea continua negra: Caminando a velocidad constante; Línea negra no continua: Corriendo a velocidad constante.



**Figura 18. Resultados con aceleraciones positivas y negativas**

Trabajo vertical, horizontal, externo, total e interno ( $J kg^{-1} m^{-1}$ ); y Recovery (%)

La figura presenta aceleración positiva y negativa. Las variables evaluadas se presentan en sus valores netos. Iconos cerrados = fase descendente con aceleración negativa, iconos abiertos = fase ascendente con aceleración positiva.

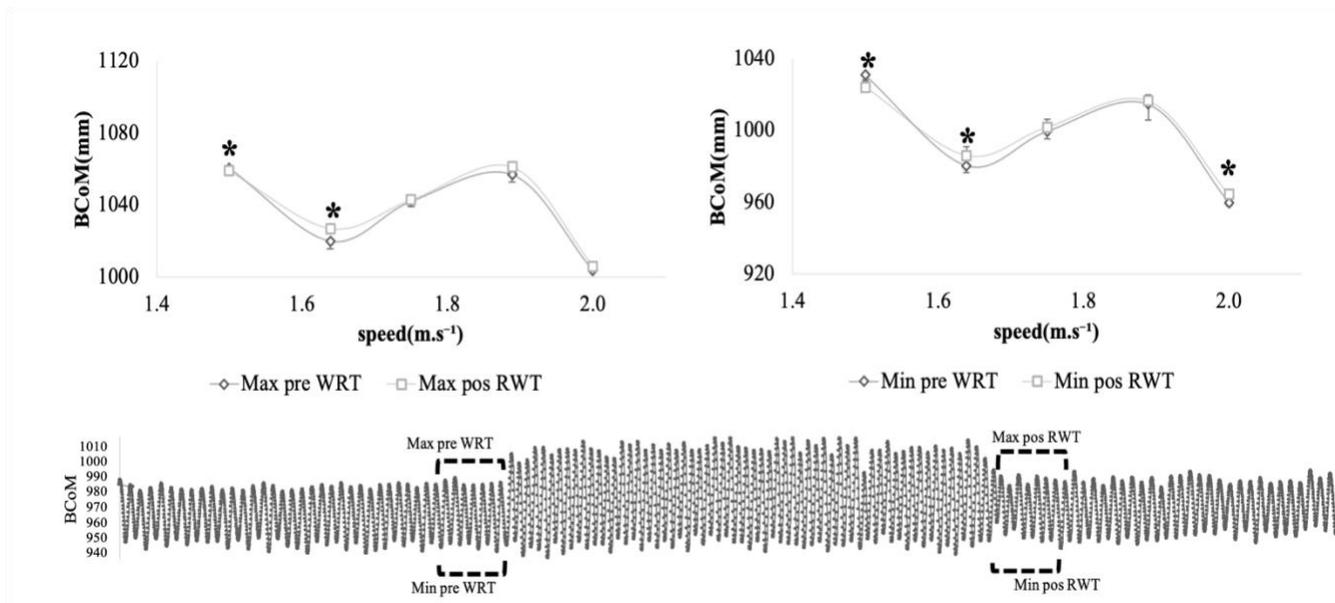
	Work ( $J\ kg^{-1}\ m^{-1}$ )					
	Recovery	External	Internal	Total	Vertical	Horizontal
V1	↓0.48±0.07(-13%)*	↑0.62±0.15(54%)	↑0.46±0.05(18%)	↑1.07±0.19(35%)*	↓0.50±0.07(-3%)	↑0.67±0.10(31%)
WRT	↓0.22±0.07* <sup>o</sup>	↑1.21±0.17 <sup>†</sup>	↑0.56±0.06	↑1.76±0.21 <sup>†</sup>	↑0.81±0.15 <sup>o</sup>	↑0.73±0.10
V3	↑0.11±0.03(11%) <sup>o</sup>	↓1.42±0.21(-10%)	↓0.53±0.05(-1%)	↓1.94±0.23(-7%)	↓0.95±0.11(-13%)	↑0.66±0.14(12%)
V4	↑0.11±0.04(11%) <sup>o</sup>	↓1.59±0.15(1%)	↑0.60±0.07(13%)	↑2.16±0.19(3%) <sup>o</sup>	↓1.06±0.15(-2%)	↑0.72±0.10(24%)
TRW	↑0.26±0.10* <sup>o</sup>	↓0.96±0.31 <sup>o</sup>	↑0.54±0.05	↓1.49±0.32	↓0.63±0.21 <sup>o</sup>	↑0.64±0.22
V6	↓0.46±0.12(-15%)*	↑0.70±0.25(74%)*	↑0.53±0.05(35%)*	↑1.16±0.16(47%)*	↑0.59±0.16(14%)	↑0.69±0.10(36%)
W	0.61±0.02	0.40±0.06	0.39±0.09	0.79±0.14	0.52±0.03	0.51±0.13
R	0.05±0.02	1.58±0.1	0.53±0.05	2.09±0.15	1.08±0.09	0.58±0.11
ASC	0.27±0.16	1.08±0.38	0.52±0.07	1.59±0.43	0.75±0.22	0.69±0.11
DESC	0.28±0.17	1.08±0.44	0.56±0.07	1.60±0.48	0.76±0.27	0.68±0.15

**Tabla 7. Resumen resultados trabajo mecánico**

La tabla presenta datos para caminar (V1,V6), correr (V3,V4) y transiciones (TWR y TRW) con aceleración positiva o negativa, además de caminar (W) y correr (R) a velocidad constante. Además, el promedio de la marcha ascendente (V1-WRT-V3) y descendente (V4-RWT-V6). Estos se presentan como: media ± desviación estándar (y % de cambio) y resultado de comparación estadística. El cambio porcentual se calculó para el mismo tipo de marcha, i.e. V1-V6 se comparó con W, y V3-V4 con R. Se incluyó una flecha hacia arriba o hacia abajo si el valor era mayor o menor que marcha o carrera. Signos: (\*) Diferencias con Caminar a velocidad constante, (°) Diferencias con correr a velocidad constante, (†) Diferencias entre TWR y TRW.

#### 4.3.3.2 Desplazamientos del centro de masa corporal

Para calcular los valores máximos y mínimos ubicamos 10 pasos en cada condición y ahí calculamos el promedio. Denominamos Max pre WRT (valores máximos antes de WRT), Min pre WRT (valores mínimos antes de WRT), Max post RWT (valores máximos posterior a RWT) y Min pos RWT (valores mínimos posterior a RWT)(Figura 19).



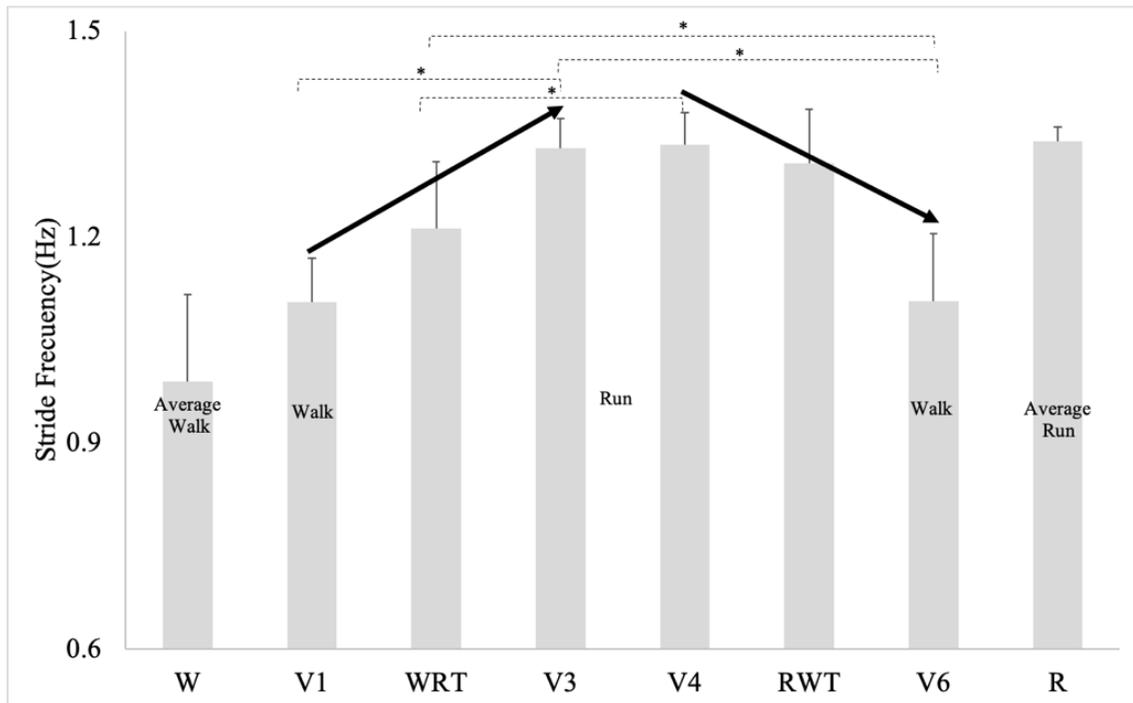
**Figura 19. Desplazamiento del centro de masa**

El siguiente gráfico muestra el desplazamiento del BCoM a lo largo de la prueba de velocidad variable centrada en la velocidad personal de la transición caminar-correr. El gráfico superior izquierdo presenta valores máximos, el gráfico superior derecho presenta valores mínimos. Diamantes = Máximo y Mínimo pre WRT, Cuadrados = Máximo y Mínimo pos RWT. (\*) son diferencias significativas ( $p < 0,05$ ) entre pre y pos.

Ni la altura máxima ni la mínima de BCoM mostraron diferencias globales significativas entre V1 (Max o Min pre WRT) y V6 (Max o Min pos RWT), ni con el comparador V3 con V4. Sin embargo, cuando se comparó por velocidad, la altura máxima de BCoM reveló diferencias significativas en  $1.50 \text{ m. s}^{-1}$  (Max pre WRT  $1063.12 \pm 15.17 \text{ mm}$ , Max post RWT  $1065 \pm 26.56 \text{ mm}$ , Kruskal-Wallis  $p < 0.001$ ) y  $1.64 \text{ m. s}^{-1}$  (Max pre WRT  $1031.17 \pm 47.16 \text{ mm}$ , Max post RWT  $1026.15 \pm 47.65 \text{ mm}$ , Kruskal-Wallis  $p = 0.04$ ). La altura mínima de BCoM también reveló diferencias similares: at  $1.50 \text{ m. s}^{-1}$  (Min pre WRT  $1031.33 \pm 21.56 \text{ mm}$ , Min post RWT  $1022.85 \pm 76.20 \text{ mm}$ , Kruskal-Wallis  $p < 0.001$ ),  $1.64 \text{ m. s}^{-1}$  (Min pre WRT  $985.08 \pm 43.49 \text{ mm}$ , Min post RWT  $980.62 \pm 45.27 \text{ mm}$ , Kruskal-Wallis  $p = 0,0002$ ) y  $2.00 \text{ m. s}^{-1}$  (Min pre WRT  $953.04 \pm 19.60 \text{ mm}$ , Min post RWT  $954.05 \pm 19.34 \text{ mm}$ , Kruskal-Wallis  $p = 0,001$ ) (Figura 19).

#### 4.3.3.3 Frecuencia de zancada

La frecuencia de paso fue creciente desde V1-WRT-V3 y descendente desde V4-RWT-V6 (Figura 20, tabla 7). Existió diferencia significativa (Kruskal-Wallis,  $p < 0.001$ ) entre todos los gait. El post hoc se presentó diferencia significativa  $p < 0.001$  que puede revisar en figura 20.



**Figura 20. Frecuencia de zancada en diferentes marchas a velocidad variable y constante**

En el eje vertical se presenta el comportamiento de la frecuencia de zancada para cada uno de los tipos de marchas estudiadas. Tenga en cuenta que la frecuencia es significativamente mayor cuando se pasa de caminar a correr (V1 a V3). Los datos se presentan como media y desviación estándar. (\*) Diferencias significativas ( $p < 0.05$ ).

Tipo Locomoción	Frecuencia de zancada (Hz) Media $\pm$ Dev. Estándar
W	0.99 $\pm$ 0.13
V1	1.11 $\pm$ 0.06
WRT	1.21 $\pm$ 0.10
V3	1.33 $\pm$ 0.04
V4	1.34 $\pm$ 0.05
RWT	1.31 $\pm$ 0.08
V6	1.11 $\pm$ 0.010
R	1.34 $\pm$ 0.02

**Tabla 8. Resultados de frecuencia de zancada para cada tipo de marcha**

#### 4.3.4 Discusión

En esta investigación nos propusimos conocer si una rampa de velocidades variables en torno a la velocidad personal de transición sería energéticamente más eficiente que correr o caminar a la misma velocidad de manera constante. Fue necesario indagar específicamente sobre las estrategias mecánicas utilizadas en cada gait y como ellas influenciaron el componente energético, puesto que podría ser una nueva información para entrenamientos deportivos y clínicos. Al tener este protocolo un ciclo iterativo de aceleraciones positivas y negativas idénticas se planteó que posiblemente ambas fases tendrían un efecto que favorecería el ahorro energético. Quisimos responder ¿Qué tipo y fase de Gait aporta mayor ahorro energético? y ¿cómo se relaciona esto con los cambios en el BCoM y la frecuencia de pasos?.

##### 4.3.4.1 Trabajo Externo

Ambas transiciones fueron significativamente menores que correr (76% y 60% respectivamente), y al contrastarlas entre ellas WRT fue menor que RWT. En general, caminar(V6 y V1) en entorno a aceleraciones ya sean estas (+) ó (-) tuvo entre 54% y 64% más  $W_{ext}$  que hacerlo a velocidad constante,

diferencias que se mantienen al contrastar con la literatura (A. E. Minetti et al., 2000; Pavei et al., 2015; Willems et al., 1995).

El  $W_{\text{ext}}$  en carrera no disminuyó linealmente con la velocidad (G. Cavagna, 2017; Pavei et al., 2015) (a pesar de que sean capturas a “velocidad constante” del protocolo). Aunque V3 y V4 tenían la misma velocidad (V3 acelera y V4 desacelera), encontramos que en promedio V3 tuvo 10% menos trabajo externo que correr a velocidad constante y V4 un 1% (figura 17).

#### 3.4.4.2 Trabajo interno

El  $W_{\text{int}}$  de V1 y V6 fue 18% y 35% mayor que  $W$  incluso cuando se comparó con literatura (A. E. Minetti et al., 2000; Saibene & Minetti, 2003), mientras que correr y acelerar positivamente (V4) fue 12% mayor que el trabajo de acelerar negativamente. El comportamiento de las curvas de V1 y V6 no fue creciente como sí lo es normalmente  $W$  (Willems et al., 1995) y en general, independiente de la velocidad tuvieron un comportamiento relativamente constante entre 0.4 y 0.6 ( $\text{J kg}^{-1} \text{m}^{-1}$ ).

Una de las grandes diferencias entre correr o caminar a velocidad constante, versus oscilar entorno a  $T_{\text{slab}}$ , es el mayor trabajo interno.

#### 4.3.4.3 Trabajo total

Consecuentemente caminar acelerando tuvo 35% y desacelerando 47% más  $W_{\text{tot}}$  que caminar a velocidad constante, diferencias que se mantienen al contrastar con la literatura (Pavei et al., 2015; Saibene & Minetti, 2003). Mientras que correr acelerando tuvo 7% menos trabajo, y desacelerando 3% más  $W_{\text{tot}}$  que correr a velocidad constante similar a lo presentado por Pavei et al., 2015. Las transiciones también tuvieron diferencias significativas entre ellas, siendo mayor WRT.

#### 4.3.4.4 Trabajo vertical y horizontal

Puede notar en tabla 5 que el  $W_v$  de V3-V4 fue entre 2% y 13% menor al compararlo con R, incluso con otros autores que han tenido valores cercanos (Willems et al., 1995), mientras el  $W_h$  fue entre 12% y 24% mayor. En general, los gaitos acelerando o desacelerando en torno a  $Ts_{lab}$  tuvieron mayor  $W_h$  que  $W_v$  en relación a las pruebas a velocidad constante. El autor plantea que esta estrategia al parecer generó que el sistema neuro-musculo-esquelético reconfigurara la técnica durante la locomoción de VSP.

Estos hallazgos tendrían estrecha relación con los resultados presentados en capítulo anterior, cuando se comparó toda la rampla VSP obteniendo menor Costo de Transporte, Trabajo Total; y mayor: Eficiencia Aparente, y Recovery que carrera.

#### 4.3.4.5 Recovery

Los resultados de R% fueron similares en W y R al de otros autores (Pavei et al., 2015; Saibene & Minetti, 2003), y presentó un contraste entre mejor R%(11%) en V3-V4 con R y menor (-13% a -15%) con W (Fig 17). Esto plantea la posibilidad que el cuerpo determine como estrategia de ahorro ganar más eficiencia en carrera asumiendo una pérdida relativamente baja en la marcha.

#### 4.3.4.6 Fase ascendente y descendente

Por nuestros resultados pudimos verificar que uno de los principales efectos ahorrativos estuvo determinado por la fase desacelerante de la rampla (V4-RWT-V6), se pudo comprobar que existiría una técnica que permite “ahorrar energía” demostrado por un mayor R% cuando el cuerpo estaba desacelerando. Además, esta fase tuvo mayor  $W_{ext}$ ,  $W_{int}$ ,  $W_{tot}$ ,  $W_v$  en relación a la fase ascendente (V1-WRT-V3) (Tabla 6, Fig 17,18).

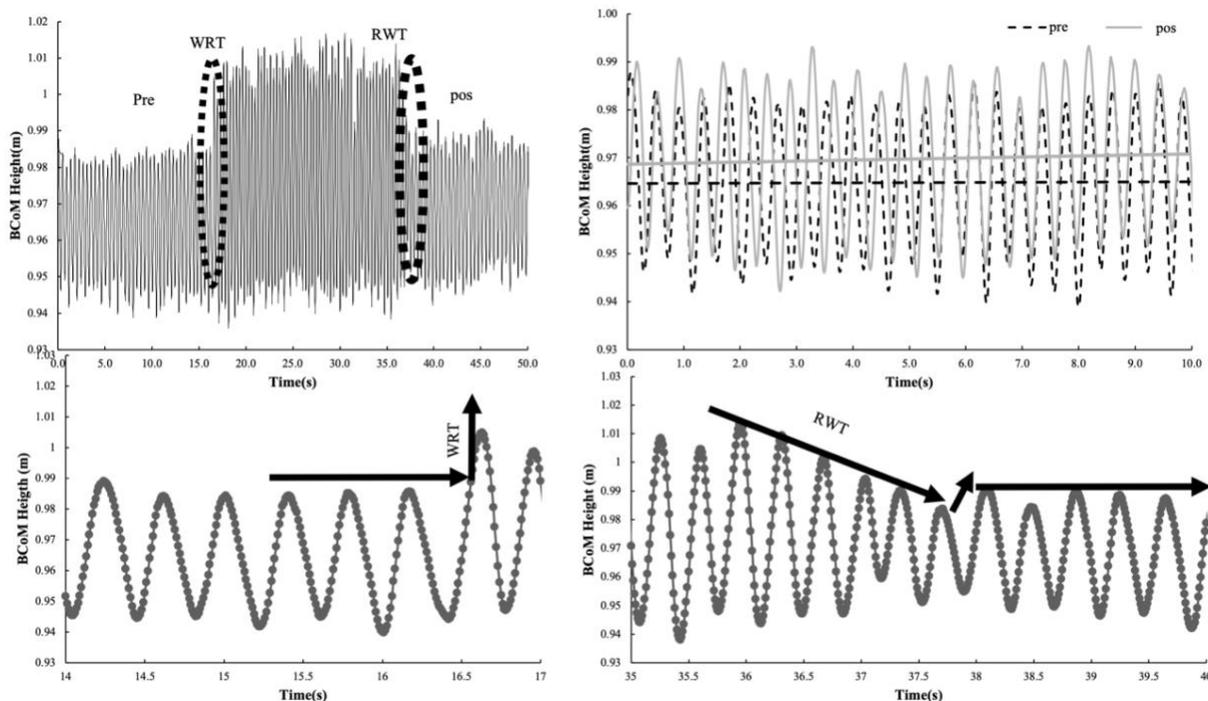
Ya que correr aceleradamente es similar a correr a velocidad constante en una pendiente (A. E. Minetti & Pavei, 2018) pensamos que el hecho inverso, es decir, correr a

velocidad constante en pendiente negativa, y su segunda derivada: desacelerar en terreno plano, podría ser otra explicación al mejor R%. Este protocolo que oscila en torno a  $T_s$  obliga a realizar transiciones, lo cual puede ser similar a terminar de bajar una escalera (pendiente negativa) y luego dar los primeros pasos. Acá se aprovecha la energía potencial y potencial elástica del último peldaño para transformarla en energía cinética y de esta forma favorecer los primeros pasos posteriores al último peldaño de la escalera, existe un cambio del vector de dirección pasando de uno vertical a uno horizontal. Los elementos contráctiles que han sido modificados por este esfuerzo mantienen un proceso de “vuelta a la normalidad” que dura una cantidad de pasos limitada en la cual desaparece el efecto de impulso del último escalón. Pero imagine, si luego de 2 ó 5 pasos colocáramos otra escalera (hacia abajo ó arriba) probablemente no habría pérdida de esa “ayuda inercial y potencial”, lo cual terminaría por generar un ahorro, similar a lo que estaría ocurriendo ahora con cambios de velocidad cada 5 segundos.

Es posible entonces que durante VSP el cuerpo adopte intuitivamente por algunos pasos un modelo mecánico “ahorrativo e híbrido”, es como si fuera un estado en el cual logra ocupar menos energía, y reciclar la que viene de la carrera.

#### 4.3.4.7 Desplazamientos del centro de masa corporal

Sin duda, algo novedoso e interesante es que cerca del 50% de los sujetos evaluados (independiente de las velocidades), mantuvieron una mayor altura del BCoM para caminar posterior a RWT (Max pos RWT, Fig 21). Es decir, la altura del BCoM era mayor en V6 que en V1, a pesar que las velocidades eran idénticas (Fig 21, superior derecha).



**Figura 21. Comportamiento del centro de masa a lo largo del protocolo de velocidad variable**

El gráfico superior izquierdo muestra el comportamiento general de BCoM en el protocolo de velocidad variable, se identifican las zonas de transición WRT y RWT. El gráfico superior derecho muestra la altura de BCoM antes de WRT y después de RWT. El gráfico inferior izquierdo muestra el comportamiento rápido y vertical de BCoM en WRT. El gráfico inferior derecho muestra el comportamiento con amortiguación progresiva de BCoM en RWT.

Pudimos identificar que la forma de hacer la transición es mecánicamente diferente para WRT y RWT. En el caso de WRT se presenta una elevación brusca y una búsqueda del BCoM rápida hacia la verticalidad (Fig 21, inferior izquierda), mientras que para RWT se presenta un descenso del BCoM que es progresivo y que no siempre llegó a la misma altura previa a WRT (Fig 21, inferior y superior derecha). Es como un amortiguador hidráulico que a medida que se va comprimiendo depende de la velocidad para hacerse más o menos rígido, y el cual no volverá a sus posición original hasta que baje el nivel de velocidad o impacto compresivo. Este ejemplo estaría en línea con lo investigado por Minetti A., 2020 quien planteó que los elementos friccionales de las articulaciones presentan una amortiguación de oscilación que es típica de péndulos rectos con

fricción de rotación viscosa, esto aumentaría el  $W_{int}$ , lo cual daría una explicación al aumento que hemos encontrado (A. E. Minetti et al., 2020).

#### 4.3.4.8 Frecuencia de zancada

Al aumentar la velocidad de marcha se genera una disminución brusca de la frecuencia al cambiar de caminar a correr (A. E. Minetti et al., 1994). Al contrario de esto, en nuestro experimento fue posible notar que desde  $V1(1.11 \pm 0.06)$ , y posterior a  $WRT(1.21 \pm 0.10)$  la frecuencia de paso aumenta en  $V3(1.33 \pm 0.04)$ , esto puede notarlo claramente en la figura 20.

Al parecer el R% de  $V3-V4$  y el paso acelerando y desacelerando por las transiciones explicarían en parte un mejor desempeño de la rampa de transiciones, esto ya que oscilar en torno a  $Ts_{lab}$  logró mejorar la capacidad de desplazarse hacia adelante. Identificamos que a pesar de que al caminar se pierda R% y (producto de la acomodación del BCoM) parte de su capacidad de transformación energética, es en los pasos de transición ( $WRT$  y  $RWT$ ) y al correr ( $V3$  y  $V4$ ) cuando se logra mejor R% (que a velocidad constante) producto de un acercamiento entre el  $W_v$  y  $W_h$ . Ha sido posible verificar que para  $V3-V4$  el cuerpo ha privilegiado el avance más que la altura del BCoM, logrando un punto energéticamente intermedio entre  $W$  y  $R$  que lo haría más eficiente.

Algunas explicaciones al fenómeno encontrado en esta investigación pueden deberse a la elección de algunas estrategias que los corredores adoptan naturalmente para mejorar el ahorro energético en jornadas extenuantes, dentro de las cuales podemos encontrar el ascenso del BCoM, constantes transiciones entre marcha y carrera, verticalidad entre cadera y tobillo (R. McN. Alexander, 1991).

Las ciencias del deporte nos han entregado algunos límites que invitamos a revisar, parece que en la búsqueda de mejorar distancias y tiempos, acelerar positiva y negativamente fuese una condición desfavorable para pensar en el ahorro energético, a pesar de ello, hemos evidenciado que los sujetos entrenados encontraron estrategias para ocupar una pequeña ventana de ahorro y maximizarla en función del protocolo oscilatorio en torno a  $Ts$  aplicado.

#### 4.3.5 Conclusión

Cambiar la velocidad en un protocolo de velocidad oscilante centrado en transición marcha-carrera genera aumento del trabajo horizontal haciendo más eficiente la locomoción en comparación con correr a velocidad constante. Las modificaciones en el centro de masa corporal y frecuencia de pasos previo y posterior a la transición podrían explicar el ahorro energético al prolongar la cercanía entre el trabajo horizontal y vertical. Es posible visualizar aplicaciones tanto en el campo de la rehabilitación de marcha y carrera, como en el entrenamiento y rendimiento deportivo.

## 4.4 Capítulo: Sinergias musculares en las transiciones marcha carrera y carrera marcha

### Resumen

Las sinergias musculares son una representación de la coactivación de los músculos gestionadas por el sistema nervioso central. Un estudio previo, indagó en las transiciones marcha-carrera (WRT) y carrera-marcha(RWT) identificando hasta 9 sinergias, y un comportamiento adelantado en la activación de grupos musculares de flexo-extensión de tobillo.

### Objetivo:

Nos planteamos como objetivo principal conocer como es el comportamiento de las sinergias musculares y el control motor desarrollado por el SNC en diferentes variaciones de stance y swing de WRT y RWT. Para entender las estrategias se desarrolló un protocolo de velocidad variable sobre una cinta de correr, se registró la actividad muscular y se extrajeron sinergias musculares ocupando factorización de matrices no negativas(NMF)(Lee & Seung, 1999).

### Métodos:

Participaron veinticuatro hombres entrenados. El protocolo se basó en 5 rampas de 50 segundos cada una alrededor del 80%, 90%, 100%, 110% y 120% de la velocidad de transición caminar-correr. Se identificaron WRT y RWT utilizando duty factor. Utilizando electromiografía superficial y NMF obtuvimos módulos de sinergia y centros de activación temporal. El valor estadístico se fijó en 0.005

### Resultados:

Fueron necesarios dentro de 3.5 y 6.0 módulos de sinergia para cumplir con los criterios de reconstrucción requeridos, las diferencias fueron significativas (Kruskal-Wallis;  $p = 0.005$ ). De acuerdo con los resultados máximos de similitud del coseno, las dos condiciones identificadas de WRT compartieron cinco módulos de sinergia, mientras que las dos de RWT compartieron cuatro

módulos de sinergia. WRT y RWT compartieron entre ellas en general  $4.33 \pm 0.58$  módulos de sinergia.

### **Conclusión:**

Las transiciones necesitaron adelantar los centros de activación. Esto podría ser el resultado de un mayor y más específico estrés al sistema por los cambios abruptos de velocidad. La RWT necesitó por un lado sinergias con mayor cantidad de músculos coactivándose, y por otro, un mayor número de sinergias en comparación a WRT. Pensamos que en base a los hallazgos encontrados el mayor número de sinergias estaría determinado por las variables: especificidad de la tarea y cantidad de músculos involucrados para conseguir esa tarea. Estos hallazgos contribuyen a comprender mejor como el sistema nervioso central controla las transiciones entre la marcha y la carrera, lo que puede tener implicaciones para mejorar la eficiencia y el rendimiento en actividades locomotoras.

#### 4.4.1 Introducción

Se ha sugerido desde 1989 que el cerebro no se ocupa de músculos individuales, sino sólo de movimientos (Huglins Jackson, 1889). Hoy en día varios autores piensan que, probablemente, el sistema nervioso central (SNC) coordina la actividad muscular por medio de estructuras modulares llamadas sinergias (Cappellini et al., 2006; Cheung et al., 2005; d'Avella et al., 2003), o modos (Krishnamoorthy et al., 2003), que representan grupos coactivados de unidades motoras de diferentes músculos. Las nuevas demandas motoras desafían al SNC, que puede responder modificando los módulos de sinergia de manera flexible (Kibushi et al., 2018). Por ejemplo, durante las transiciones de la marcha serían necesarias adaptaciones para ajustar el ritmo y la velocidad (A. E. Minetti et al., 1994).

Al acelerar el paso cambiamos de marcha (W) a carrera (R), este inicio de la transición de marcha-carrera (WRT) se ha propuesto como un efecto del aumento del costo metabólico (Hreljac, 1993; McNeill Alexander, 2002), cambios angulares entre muslos (A. E. Minetti et al., 1994), o cambios en el rango articular de tobillo (Farris & Sawicki, 2012). Sin embargo, solo algunos autores se han interesado en responder como el sistema nervioso central (SNC) controla de manera coordinada los músculos en esta actividad identificando que la WRT espontánea es una respuesta a información aferente, en cambio la WRT voluntaria se generaría solo por una respuesta al cambio en la entrada neuronal descendente a las sinergias musculares (Hagio et al., 2015). Por nuestra investigación literaria, aún no existe claridad específica del comportamiento neuromuscular de los pasos que conforman una zancada en la WRT y transición carrera-marcha (RWT), y cómo el SNC controla las oscilaciones entre velocidades que pasan por las transiciones. Suponemos que teóricamente las exigencias neuromusculares y articulares durante las transiciones, podrían presentar una respuesta flexible del SNC modificando el número o la estructura de las sinergias.

Según Hagio et al 2015, fueron necesarias 9 sinergias para controlar WRT y RWT, ellos evaluaron con electromiografía (EMG) bilateral y asumieron que existía coordinación de sinergias entre ambas extremidades, por lo tanto, el número de sinergias corresponde a ambas extremidades de manera simultánea. Además identificó que las sinergias que corresponden a flexores plantares se adelantaron tanto para WRT como para RWT. Pensamos que es necesaria mayor investigación para conocer como

las diferentes formas de stance y swing que participan en cada zancada de las transiciones se relaciona con la generación de sinergias y los tiempos de activación muscular.

Las sinergias musculares han sido estudiadas desde hace algún tiempo porque desempeñan un papel fundamental en la locomoción simétrica, asimétrica y transiciones (d'Avella et al., 2003; Hagio et al., 2015; Pequera et al., 2021; Santuz et al., 2022; Yokoyama et al., 2016). Estas sinergias se han reconocido como patrones coordinados de activación muscular que son generados y controlados por el SNC a través de la interacción entre diferentes grupos musculares (Ting & Macpherson, 2005; Tresch et al., 1999). La teoría de las sinergias musculares, acepta que el SNC puede simplificar la producción de movimientos. Estudios han demostrado cómo las sinergias musculares se adaptan y cambian en función de las demandas específicas de cada tarea, permitiendo una mayor eficiencia y rendimiento (Hagio & Kouzaki, 2014; Kibushi et al., 2018; Macchi et al., 2022). También pueden ser importantes en la prevención, la rehabilitación y el diagnóstico de lesiones (Clark et al., 2010; Mileti et al., 2020; Rodriguez et al., 2013). Las sinergias residen en el tronco encefálico o la médula espinal y siguen una organización modular. Estas unidades de baja dimensión, a través de vías descendentes o aferentes, producen un complejo patrón de EMG de los músculos, creando un impulso locomotor mediado por un cierto grado de control supraespinal. Esto sugiere un alto nivel de cooperación dentro de la estructura del SNC a todos los niveles (Bizzi et al., 2008; Bizzi & Cheung, 2013; Mussa-Ivaldi et al., 1994; Santuz et al., 2017a).

Para W, se reconocen típicamente entre 4 a 5 sinergias musculares principales (Ivanenko et al., 2004) que según la literatura se comparten con R (Cappellini et al., 2006; Pequera et al., 2021), y skipping (Pequera et al., 2021), las cuales podrían disminuir en condiciones patológicas (Clark et al., 2010; Danner et al., 2015; Rodriguez et al., 2013).

Nos planteamos como objetivo principal conocer como es el comportamiento de las sinergias musculares y el control motor desarrollado por el SNC en diferentes variaciones de stance y swing de WRT y RWT. Para entender las estrategias hemos desarrollado un protocolo de velocidad variable (VSP) sobre una cinta de correr, registramos la actividad muscular y extrajimos sinergias musculares ocupando factorización de matrices no negativas (NMF) (Lee & Seung, 1999).

Quisimos responder a las siguientes preguntas: (1) ¿Las transiciones requieren un número diferente de sinergias?, (2) ¿Las sinergias presentan modificaciones en sus patrones de activación temporal? (3) ¿El número de sinergias está determinado por la cantidad de músculos que coactivan o por lo específica de la tarea?.

#### 4.4.2 Metodos

La actividad de 14 músculos ipsilaterales se muestreó a 2000 Hz con un sistema EMG Delsys Trigno de 16 CH (Delsys, Boston, MA, EUA) sincronizado con el sistema MOCAP. Los electrodos se colocaron en el lado derecho del cuerpo siguiendo las recomendaciones del SENIAM (Stegeman & Hermens, 2007). Los músculos fueron seleccionados siguiendo las recomendaciones para la extracción sinérgica (Hagio et al., 2015; Kibushi et al., 2018; Santuz et al., 2017b):

Extensores del tobillo: Soleo (SOL), Gastrocnemius Medialis (GASM), Peroneus Lateralis (PERL). Flexores del tobillo: Tibial Anterior (TIBA). Extensores de rodilla: Vasto lateral (VASL), Vasto medial (VASM), Recto femoral (RECT). Flexores de rodilla: Bíceps Femoral (cabeza larga) (BICF), Semitendinoso (SEMT). Extensores de cadera: Glúteo medio (GLUM), Glúteo mayor (GLUMAY), Tensor Fascia Latae (TFL). Erectores de la columna vertebral: Longissimus (LONG), Iliocostalis (ILIO).

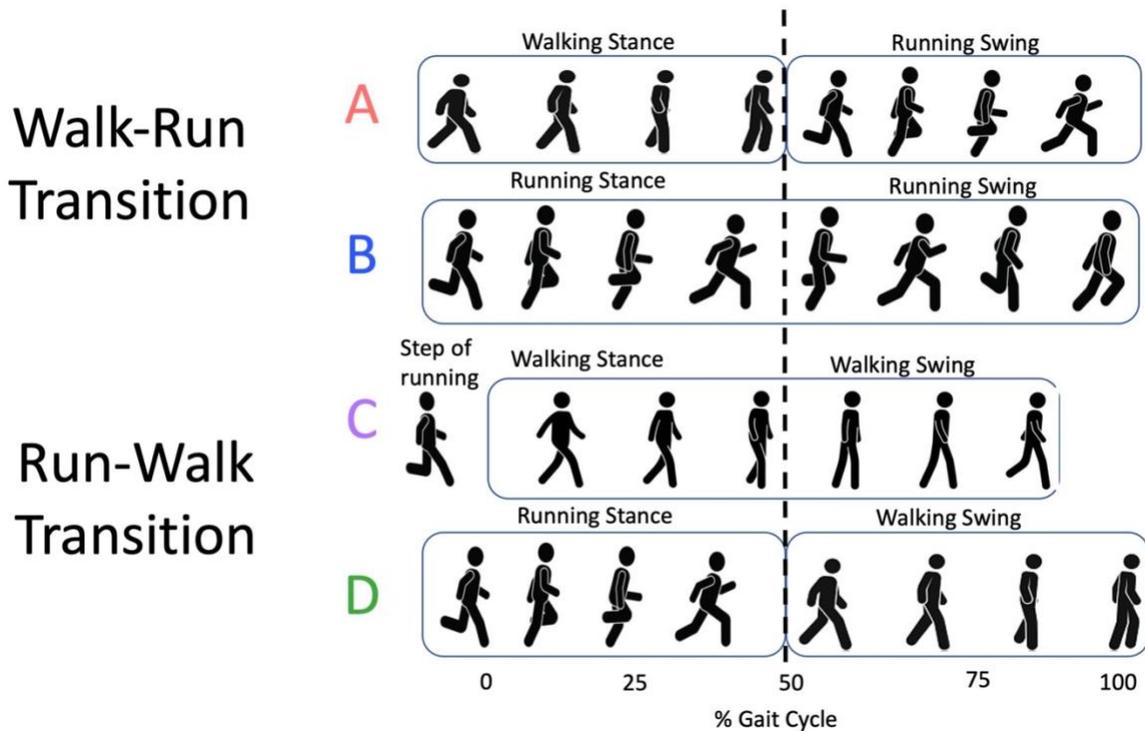
##### 4.4.2.1 Análisis Cinemático

Los eventos de golpe de talón (HS) y dedo del pie (TO) se identificaron a partir de la trayectoria reconstruida del talón y los marcadores 5º metatarsiano. El HS derecho se utilizó para cortar los ciclos de locomoción (zancadas), y el TO derecho permitió separar la postura y las fases de swing.

Para metodología vuelva a revisar [sección 3](#).

Las zancadas de transición se dividieron en cuatro variantes (Fig. 22):

- (A) zancadas WRT compuestas por un paso derecho similar a una caminata (fase de stance derecha) seguido de un paso izquierdo similar a una carrera (fase de swing derecho);
- (B) Zancadas WRT compuestas por ambos pasos en forma de carrera;
- (C) zancadas RWT compuestas por ambos pasos en forma de caminata;
- (D) Zancadas RWT compuestas por un paso en forma de carrera derecha (fase de stance derecha) seguido de un paso izquierdo similar a una caminata (fase de swing derecho).



**Figura 22. Tipos de transición. Para la transición caminar-correr**

Para la transición caminar-correr, se identifican el tipo A (stance mas parecido a caminar y swing a correr) y el tipo B (stance y swing parecidos correr); para la transición correr-caminar corresponden al tipo C (stance y swing parecidos a caminar) y al tipo D (stance parecido a correr y swing a caminar).

#### 4.3.2.2 Procesamiento electromiográfico

Los datos electromiográficos de los pasos de transición se obtuvieron como se describió anteriormente en metodología. Se aplicó un proceso de filtrado a las señales EMG sin procesar.

Primero, se utilizó un filtro de paso alto para eliminar las frecuencias bajas no deseadas, seguido de una rectificación de onda completa y un filtro de paso bajo utilizando un filtro de fase cero IIR Butterworth de cuarto orden con frecuencias de corte de 30 Hz (Rabbi et al., 2020) y 6 Hz (Hagio et al., 2015) respectivamente. La normalización de la amplitud se realizó dividiendo cada señal EMG por su valor máximo registrado para cada participante en todas las condiciones. Para estandarizar la duración del tiempo de los ciclos de caminata, se normalizaron a 200 puntos, asignando 100 puntos para la fase de postura y 100 puntos para la fase de oscilación (Cappellini et al., 2006).

#### 4.3.2.3 Extracción de módulos de sinergia

La evaluación y extracción del módulo de sinergia se llevó a cabo utilizando un script "R" (R v4.2.3; R para Stat. Comp.) publicado por Santuz (2022). El proceso fue descrito en detalle por Santuz et al. (2017a; 2017b). Para mayor claridad, se resumen los pasos principales.

El script utiliza el algoritmo clásico de factorización de matriz gaussiana no negativa para extraer las sinergias musculares (Lee & Seung, 1999). El algoritmo de factorización operaba en una matriz  $V$  ( $m \times n$ ), donde  $m$  eran los 14 músculos, y  $n$  el número de puntos de datos. Las sinergias resultantes estaban compuestas por dos matrices: la matriz de módulos motores ( $WM$ ) y la matriz primitiva de motores ( $H$ ). La primera matriz almacenaba las ponderaciones musculares ( $m$ ) de cada módulo de sinergia ( $r$ ) (Santuz et al., 2017a; 2017b), mientras que la segunda almacenaba los coeficientes dependientes del tiempo de la factorización ( $n$ ) de cada módulo de sinergia ( $r$ ) (Dominici et al., 2011; Santuz et al., 2017a; 2017b).  $WM$  y  $H$  se pueden utilizar para obtener una matriz  $m \times n$  ( $VR$ ) reconstruida, que se aproxima a  $V$  ( $V \approx VR$ ). La bondad de ajuste entre  $V$  y  $VR$  se mide por el coeficiente de determinación  $R^2$ . La factorización sigue iterando, tratando de converger maximizando el  $R^2$ , utilizando algoritmos para actualizar  $W$  y  $H$  (Santuz et al., 2017a: ecuaciones 1 y 2). El límite de esta convergencia se alcanzó cuando un cambio en el  $R^2$  calculado fue menor que el 0,01% en las últimas 20 iteraciones (Cheung et al., 2005; Santuz et al., 2017b).

El número mínimo de sinergias requeridas para representar las señales originales se evaluó ajustando la curva de valores  $R^2$  frente a sinergias con un modelo de regresión lineal y calculando el

error cuadrático medio. Después de eliminar el punto de sinergia inferior, el proceso se repitió hasta que el error cuadrático medio cayó por debajo de  $10^{-5}$  (Santuz et al., 2017).

#### 4.2.2.4 Centro de Activación

El ángulo ( $\theta_t$ ), en coordenadas polares, del vector que apunta al centro de masa de la distribución circular de una primitiva motora se definió como centro de activación (CoA) (Cappellini et al., 2006). Por lo tanto, el CoA puede tomar valores que van desde  $\theta_t = 0$  a  $\theta_t = 2\pi$ , representando ese intervalo el ciclo de la marcha. El CoA se calculó para todos los módulos de sinergia en todas las condiciones (WRT y RWT), mediante las siguientes ecuaciones (15), (16) y (17) (Santuz et al., 2017a):

$$A = \sum_{t=1}^p (\cos \theta_t P_t) \quad (15)$$

$$B = \sum_{t=1}^p (\sin \theta_t P_t) \quad (16)$$

$$CoA = \arctan\left(\frac{B}{A}\right) \quad (17)$$

donde  $p$  es el número de puntos de cada ciclo de transición y  $P$  es la amplitud del vector de activación.

#### 4.2.2.5 Estadística

Se utilizó la similitud máxima del coseno (*cosim*) para medir la similitud entre los módulos motores en diferentes condiciones de transición. Esta medida representa el coseno del ángulo entre dos vectores de peso, y se ha utilizado para evaluar la similitud en marchas simétricas y asimétricas (Hagio & Kouzaki, 2014; Pequera et al., 2021). Dados dos vectores  $a$  y  $b$ , su *cosim* sería:

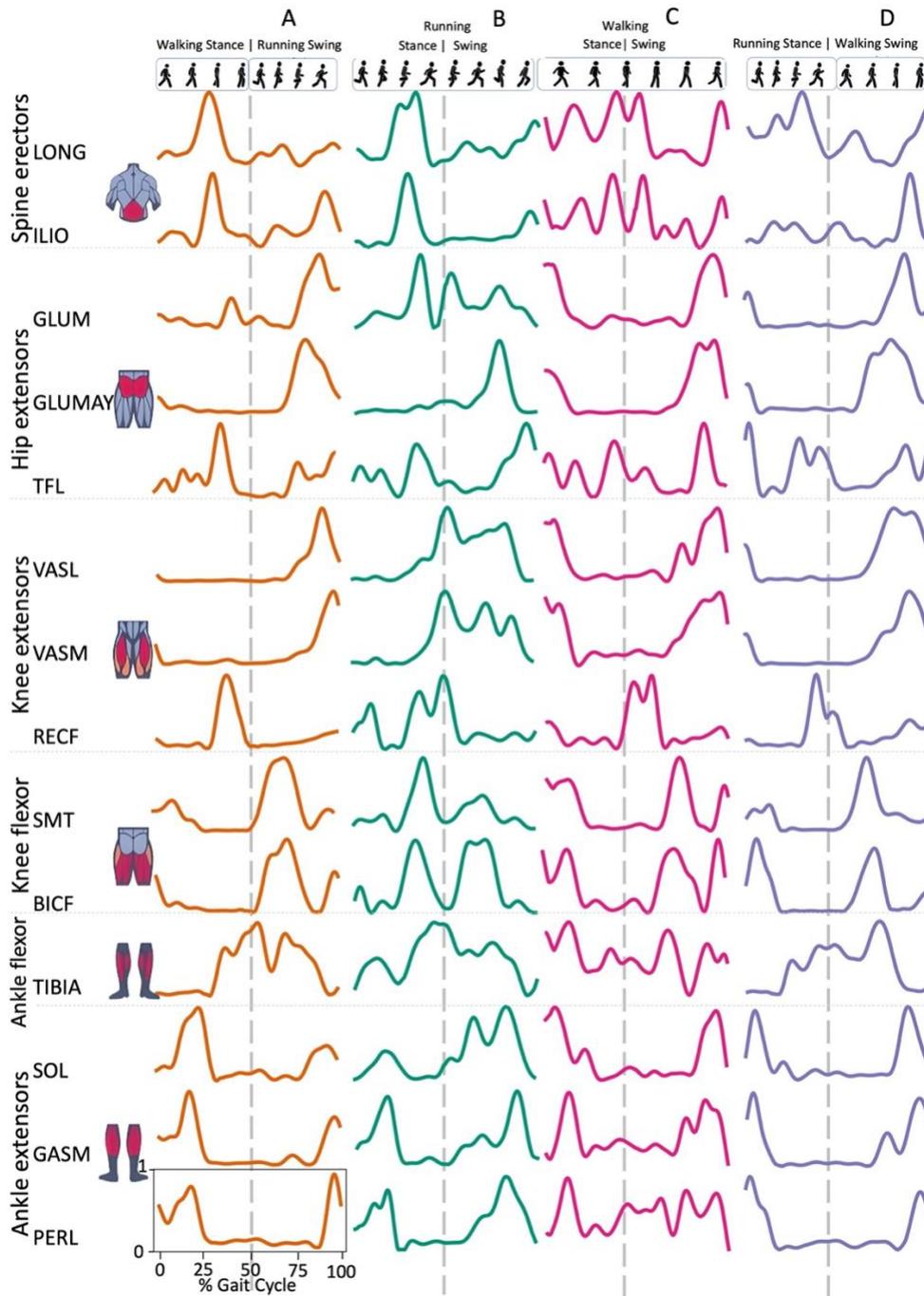
$$cosim(a,b) = \cos \theta = \sum a_i b_i / (\|a\| \|b\|) \quad (18)$$

Los valores de *cosim* por encima de 0,6 indicarían similitud entre los módulos motores (d'Avella et al., 2003; Pequera et al., 2021). Se aplicó una prueba t de muestra en los valores de *cosim* en cada condición para verificar si eran significativamente mayores que el 0,6 (umbral de similitud). La significación estadística se evaluó en 0,05. Los análisis se realizaron con el software PAST 4.11 (Hammer et al., 2001).

### 4.4.3 Resultados

#### 4.4.3.1 Electromiografía

Los músculos erectores de la columna vertebral, LONG e ILIO, estuvieron principalmente activos durante la fase de stance y en la fase de oscilación tardía, inmediatamente antes de la HS, en todas las condiciones de transición, excepto ILIO en la variante RWT "D" (fig. 22 y 23). En el grupo extensores de cadera, GLUM y GLUMAY, con los extensores de rodilla VASL y VASM, fueron principalmente activos en la fase de oscilación, antes del HS, mientras que TFL también estuvo activo durante la fase de stance, con diferencias entre las cuatro condiciones de transición (fig. 23). El RECF estuvo principalmente activo desde la fase de stance tardía hasta la fase de oscilación temprana. La activación de los flexores de la rodilla fue variable en las diferentes condiciones de transición (fig. 23). El TIBIA estuvo activo desde la fase de stance tardía hasta la fase de oscilación, mientras que los músculos flexores del tobillo fueron principalmente activos en la fase de stance, con ligeras diferencias para SOL (fig. 23).

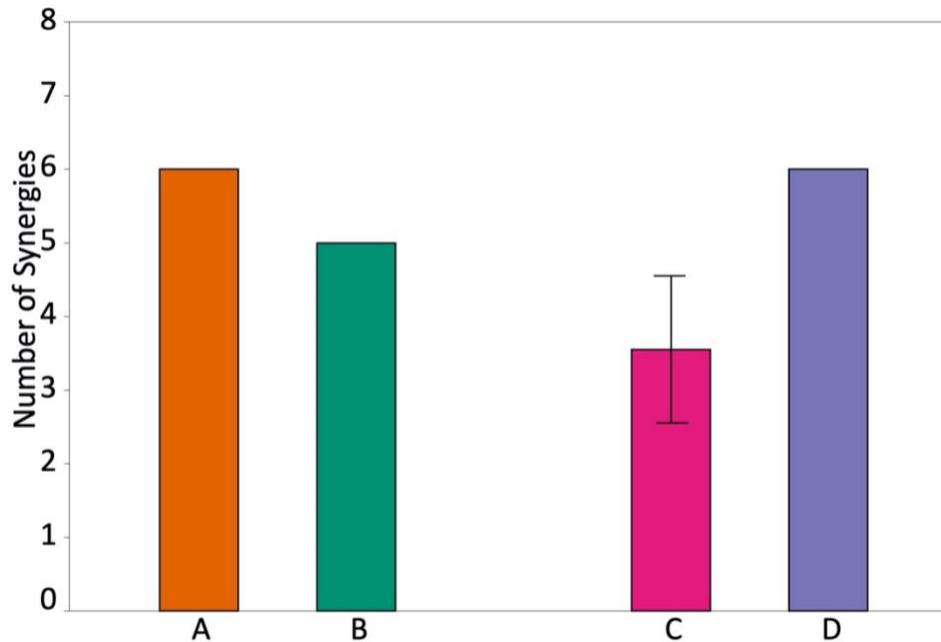


**Figura 23 Actividad muscular media.**

Las activaciones medias de los músculos registrados se presentan para las fases de postura y balanceo para los diferentes tipos de transición. A= anaranjado, B= verde, C=rosado, D= violeta. Las señales se rectificaron, filtraron, normalizaron en tiempo y amplitud como se describe en los métodos. Abreviaturas musculares: SO = sóleo, GASM = gastrocnemio medial, TIBIA = tibial anterior, PERL = peroneo largo, VASL = vasto lateral, VASM = vasto medial, RECF = recto femoral, BICF = bíceps femoral, SMT = semitendinoso, GLUM = glúteo medio, GLUMAY = glúteo mayor, TFL = tensor de la fascia lata, LONG= Longísimo, ILIO= Iliocostal.

#### 4.4.3.2 Sinergias Musculares

La Figura 24 muestra el número de sinergias extraídas durante 20 repeticiones del script en cada condición de transición. Fueron necesarios dentro de 3.5 y 6 módulos de sinergia para cumplir con los criterios de reconstrucción requeridos, las diferencias fueron significativas (Kruskal-Wallis;  $p = 0.005$ ).

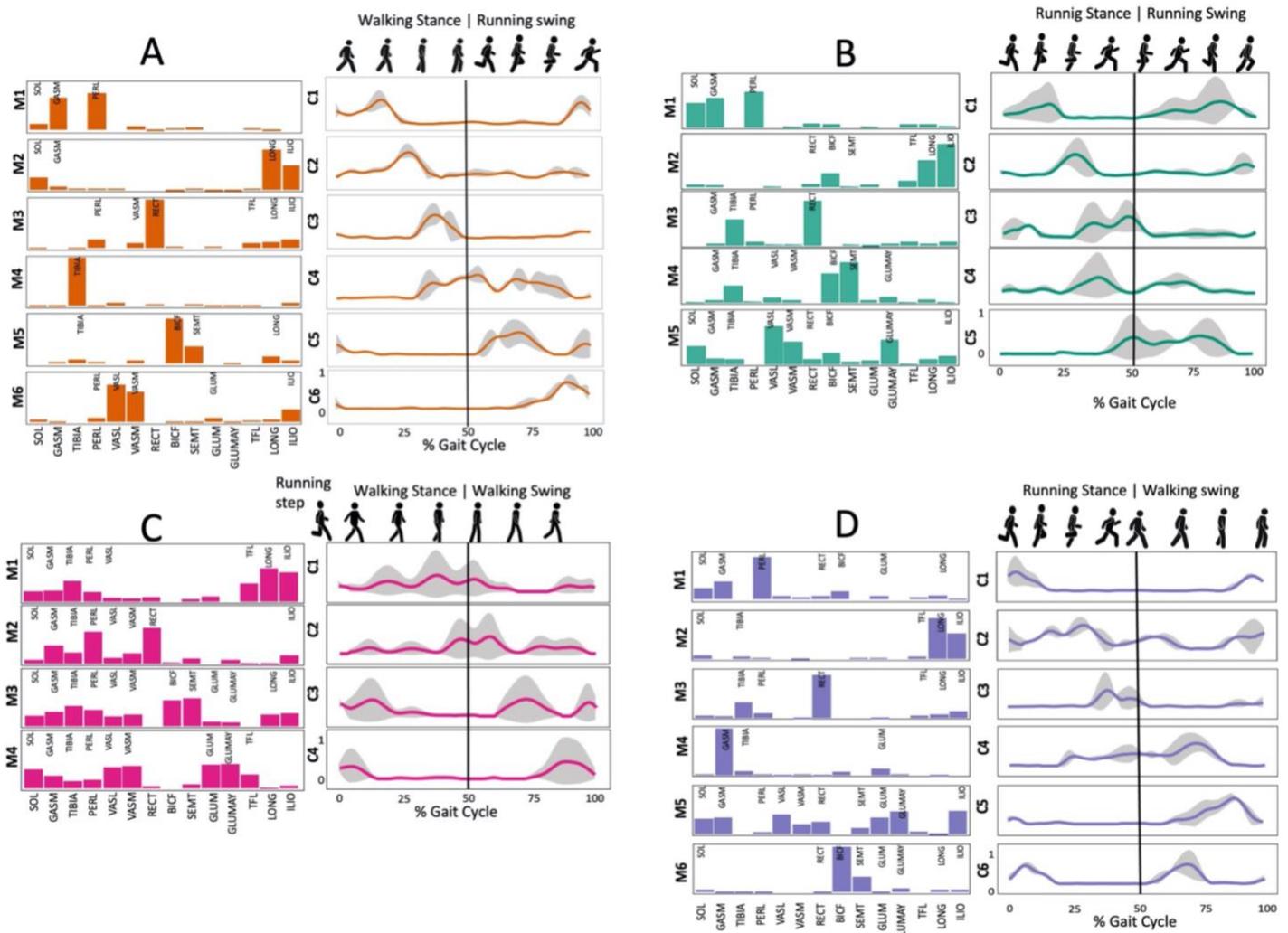


**Figura 24. Numero de Sinergias**

*Número de sinergias (media  $\pm$  S.f), Muestra el número de sinergias expresadas para cada marcha cuando se realizaron 20 iteraciones de ejecución del script. El único que presentó sinergias adicionales en las iteraciones fue C.*

Varios módulos de sinergia fueron compuestos por los mismos músculos en las diferentes condiciones de transición (fig. 24 y 25). Los músculos erectores de la columna vertebral se incluyeron en un módulo de sinergia presente en todas las condiciones (fig. 25 y 26, M2 en A, B y D; M1 en C). Lo mismo ocurrió con los flexores de rodilla (fig. 25 y 26, M5 en A; M4 en B; M3 en C y M6 en D). Un módulo compuesto por los músculos extensores del tobillo estaba presente en WRT y RWT (fig. 25 y 26, M1 en A, B y D), pero en la transición RWT "C" (ambos pasos similares a caminar), los extensores de tobillo se incluyeron en diferentes módulos de sinergia, asociados con los extensores de rodilla (fig. 25 y 26 C). Los extensores de rodilla fueron de todos modos los músculos principales en un módulo de

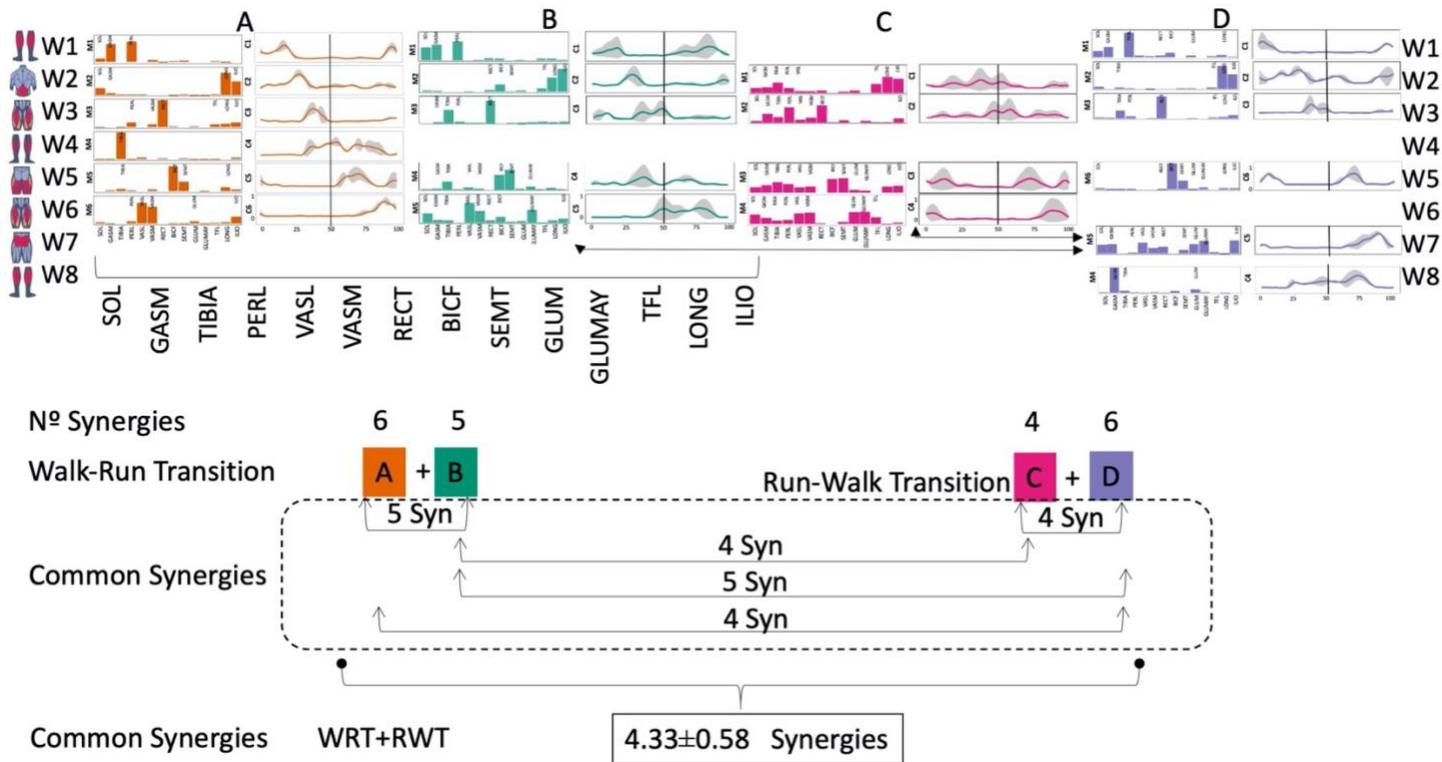
sinergia de WRT (fig. 25 y 26, M6 en A; M5 en B). Los extensores de cadera se incluyeron en módulos de sinergia asociados con otros músculos, y principalmente en RWT (fig. 25 y 26, M4 en C; M5 en D). De acuerdo con los resultados máximos de similitud del coseno, las condiciones A y B de WRT compartieron cinco módulos de sinergia, mientras que las condiciones C y D de RWT compartieron cuatro módulos de sinergia. WRT y RWT compartieron en general  $4.33 \pm 0.58$  módulos de sinergia. Las condiciones con módulos de sinergia compartidos se resumieron en la figura 26.



**Figura 25. Perfiles de tiempos de activación y sinergias musculares de las condiciones WRT(A,B) y RWT(C,D)**

Las líneas sólidas en los perfiles de tiempo de activación indican el promedio y el área sombreada representa  $\pm$  s.d. Las líneas verticales dividen el ciclo al 50%. Las ponderaciones musculares se representan mediante un diagrama de barras. Abreviaturas según transición: A= anaranjado, B= verde, C=rosado, D= violeta. Abreviaturas musculares: SO = sóleo, GASM = gastrocnemio medial, TIBIA = tibial anterior, PERL = peroneo largo, VASL = vasto lateral, VASM = vasto medial, RECF = recto

femoral, BICF = bíceps femoral, SMT = semitendinoso, GLUM = glúteo medio, GLUMAY = glúteo mayor, TFL = tensor de la fascia lata, LONG= Longísimo, ILIO= Iliocostal.

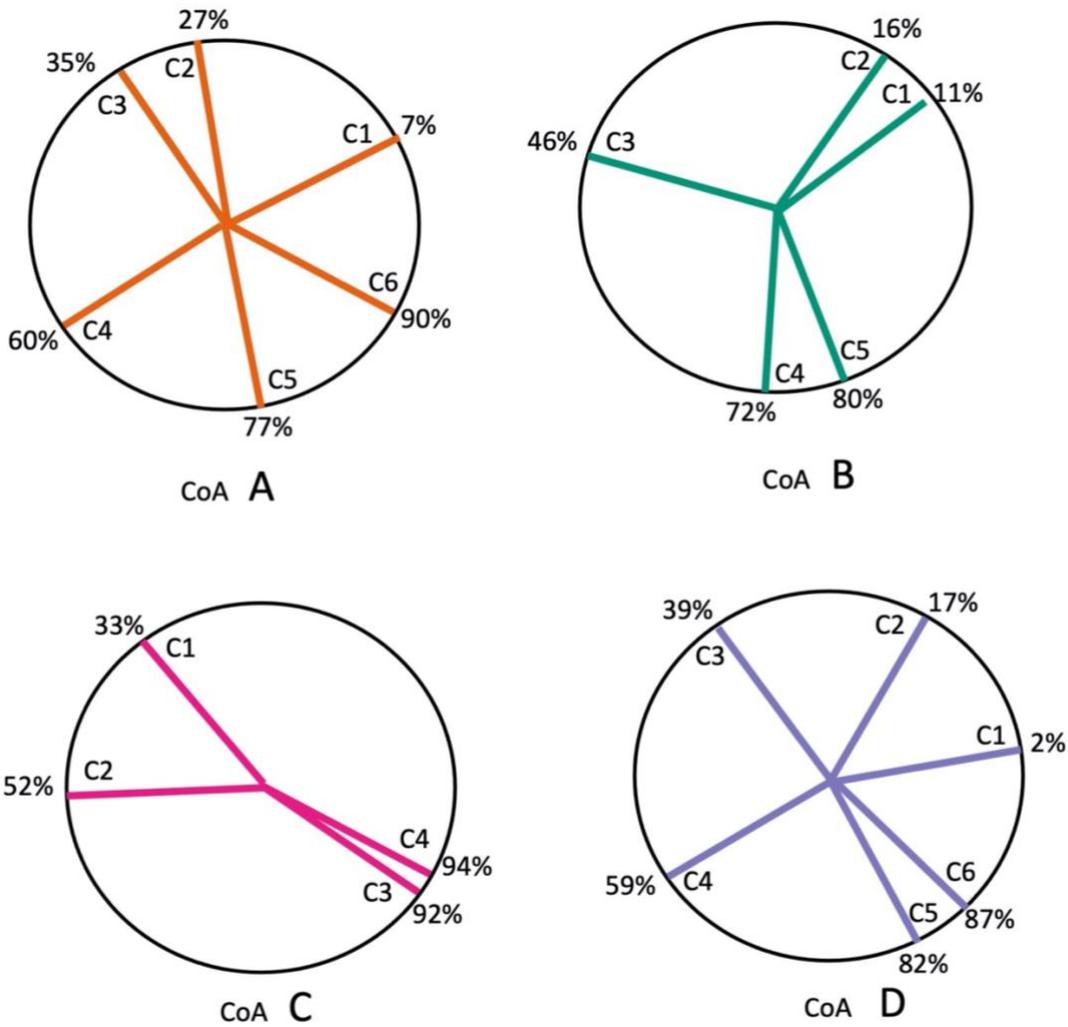


**Figura 26. Similitud entre sinergias en las diferentes condiciones**

Comparación con similitud del coseno ( $\text{cosim}$ )  $> 0.6$  y verificadas con prueba T o de rangos de Wilcoxon. WRT y RWT comparten  $4.33 \pm 0.58$  sinergias, además existe similitud de 5 sinergias entre A-B, 4 entre A-D, 5 entre B-D, 4 entre C-D, y 4 entre B-C. Las sinergias con similitud se presentan ordenadas por fila.

#### 4.4.3.3 Patrones Temporales de Sinergia

La figura 27 muestra la distribución de los centros de activación (CoA) de las sinergias dentro del ciclo de transición, en las cuatro condiciones (A hasta D).



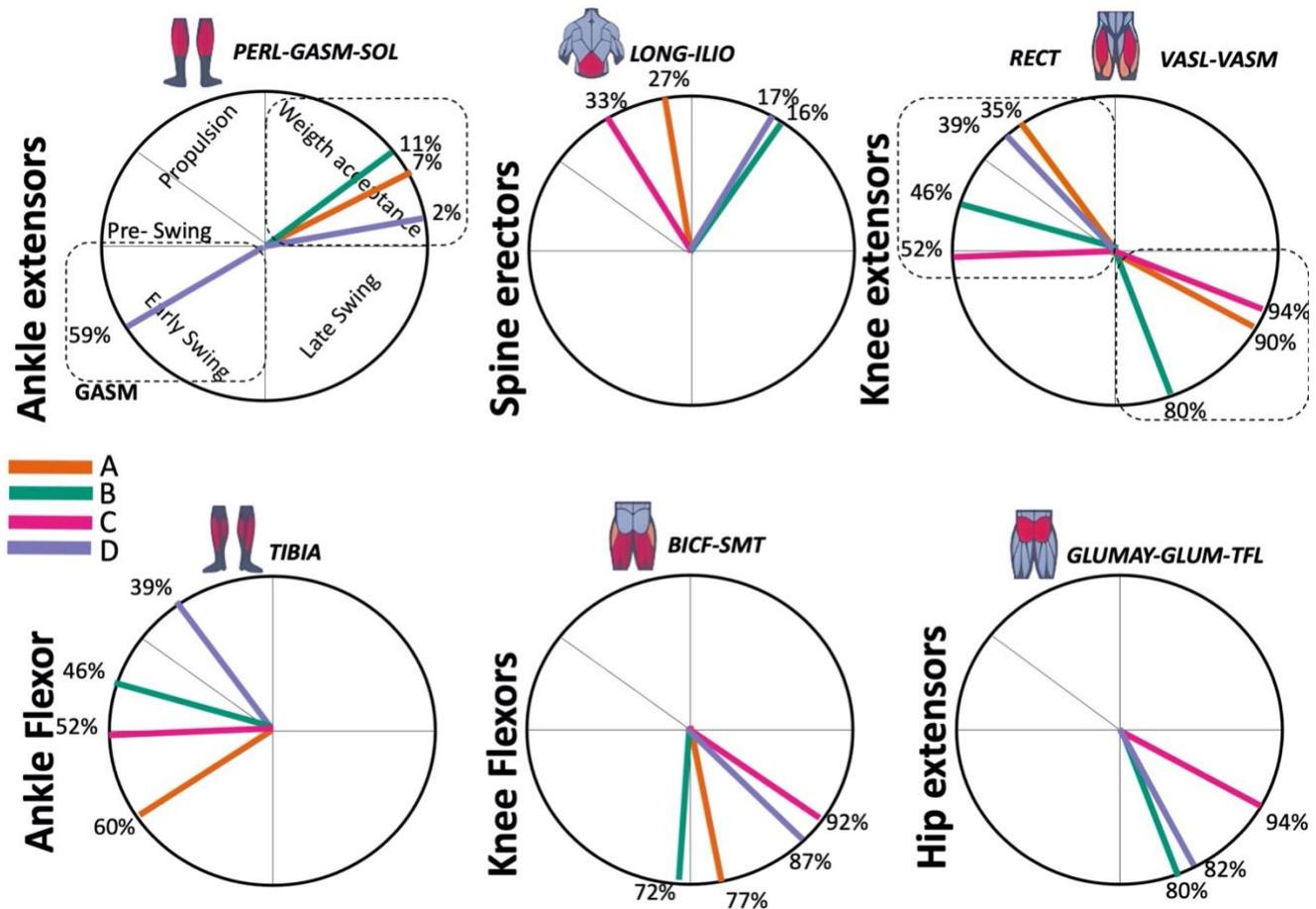
**Figura 27. Centros de activación de los diferentes modos en las transiciones**

El centro de activación se ha presentado en términos de porcentaje iniciando en primer cuadrante y en sentido antihorario.

Durante la primera parte de la fase de postura, aceptación del peso, se puede observar el CoA de dos sinergias (C1 y C2), dentro del 2% y 27% del ciclo normalizado en las condiciones A, B y D. Durante la segunda parte, propulsora, de la fase de postura fue el C1 de la condición C, mientras que dentro del 35% y 46% del ciclo normalizado se encontraron las sinergias C3 de las condiciones A, B y D. En la fase de oscilación temprana, dentro del 59% y 72% del ciclo normalizado, aparecieron las sinergias C4 de A, B y D, y la sinergia C2 de la condición C. Las últimas sinergias, C5 (A, B, D), C6 (A, D) y C3-C4 (C), aparecieron en la fase de swing tardío. Algunos de los CoA se localizaron cerca del 90% del ciclo normalizado (C6 de A y D, y C3-C4 de la condición C), por lo tanto, en una fase de preparación para el

golpe del talón, recordando que la activación real se extiende por un lapso de tiempo antes y después de la ubicación del CoA (Figura 27).

En la figura 28 se han agrupado los CoA por grupo muscular. El CoA de los módulos de sinergia que incluyen un grupo muscular se muestran en el gráfico circular correspondiente.



**Figura 28. Centros de Activación según grupo muscular**

Los porcentajes de correspondiente a los centros de activación se incluyen en cada círculo. A= anaranjado, B= Verde, C= rosado, D= Violeta.

El CoA de los extensores de tobillo (PERL-GASM-SOL), incluido en la primera sinergia de tres condiciones de transición (M1 en la figura 28ABD), se localizaron dentro de la fase de aceptación de peso, entre el 2% y el 11% del ciclo normalizado (Figura 28). Los músculos erectores de la columna vertebral fueron predominantes en la segunda sinergia de A, B y D (M2 en la figura 28ABD), mientras

que en la condición de transición C fueron los músculos principales de la primera sinergia (M1 en la figura 25C). Estas sinergias estuvieron activas alrededor de la fase de midstance, entre el 16% y el 33% del ciclo normalizado (Figura 27). En las fases de propulsión y pre-oscilación, entre el 35% y el 52% del ciclo normalizado, se activaron las sinergias donde el RECT era el músculo principal (M3 en la figura 25 y 26 ABD; M2 en la figura 25C y 26C). Los flexores del tobillo (TIBIA) estaban activos en la fase de oscilación temprana (M4 en la figura 25A), pero en los casos B, C y D se encontró asociado al RECT en los mismos módulos de sinergia. Los otros músculos del cuádriceps (VASL-VASM) se incluyeron en diferentes módulos (Figura 25: A M6; B M5; C M4), asociados a extensores de cadera (GLUMAY-GLUM-TFL), todos activos en la fase de oscilación tardía, entre el 80%-94% del ciclo normalizado (Figura 27). Los flexores de la rodilla estuvieron activos en la fase de oscilación, entre el 72% y el 92% del ciclo normalizado (Figura 28).

#### 4.4.4 Discusión

##### 4.4.4.1 Perfiles de activación

El análisis de las EMG reveló diferentes tiempos de activación durante las zancadas de transición, con respecto a W y R.

Las zancadas de transición se caracterizan por aceleraciones positivas o negativas y adaptaciones relacionadas con el cambio de marcha. En el grupo de erectores de columna, la activación de ILIO en WRT (A y B) se anticipó a la mitad de la fase de stance con respecto a W y R (Cappellini et al., 2006), mientras que en RWT (C y D) el perfil fue similar al de W y R (Cappellini et al., 2006). ILIO es un músculo extensor del tronco, y su activación temprana en WRT puede explicarse por la aceleración positiva necesaria para esta transición de la marcha, que conduce a ajustes en la posición del tronco. En RWT la aceleración es negativa, lo que no necesitaría ajustes en la extensión del tronco. La activación de LONG, en la fase de postura en todas las transiciones, concuerda con el perfil de R en Cappellini et al. (Cappellini et al., 2006). El movimiento de las extremidades superiores durante las transiciones de la marcha podría explicar este comportamiento (Fig 23).

Entre los extensores de cadera, GLUM y GLUMAY se activaron en el swing tardío, justo antes del golpe del talón, y al comienzo del ciclo, en la fase de aceptación del peso. Lo mismo suele ocurrir en W y R (Cappellini et al., 2006; Pequera et al., 2021; Santuz et al., 2022). Solo en WRT (B) el GLUM comenzó su activación en la fase de stance, algo que sucede cuando se fuerza caminar en los límites de velocidad (Cappellini et al., 2006). TFL mantuvo su activación a partir de la aceptación del peso en todas las condiciones.

Para los extensores de rodilla en la marcha, el comportamiento de VASL-VASM-RECF ocurre mayoritariamente al inicio del ciclo y aumenta su participación al final a medida que aumenta la velocidad, esto es considerablemente mayor durante la carrera, para preparar la extremidad previo al TO (Cappellini et al., 2006), lo cual ocurrió de manera clara en VASL-VASM en RWT. En WRT el comportamiento situó la activación en el swing tardío para A y en todo el swing en B, posiblemente producto de la demanda rápida para transicionar de W a R. El comportamiento del RECF que ocurre en el inicio del ciclo en marchas lentas, y se mueve hacia la parte media en marchas rápidas y carrera (Cappellini et al., 2006) situándose cercano al HS, esto como una estrategia para la aceleración rápida de la extensión de rodilla, esta maniobra ocurrió tanto en WRT y RWT.

El grupo flexor de rodilla formado por SMT y BICF tuvo un comportamiento similar a carrera (Cappellini et al., 2006; Pequera et al., 2021; Santuz et al., 2022), es decir, al inicio del stance y al finalizar swing. Ocurrió así para RWT por la necesidad de desacelerar la pierna previo al TO y luego generar su principal función: la flexión. En cambio, nuevamente WRT presentó una ausencia del trabajo muscular al inicio del ciclo en A, similar a lo ocurrido con los extensores de rodilla. Encontramos que B acercó el intervalo de activación, probablemente por ser un modo más rápido que mezcla stance y swing de carrera (Fig. 23).

El musculo tibial anterior se comportó tanto en WRT y RWT como en carrera (Cappellini et al., 2006), es decir, a mayor velocidad mayor activación desde el HS y en busca del TO siguiente. Esta mayor demanda neuromuscular en la transición puede generar en el musculo tibial anterior una condición protagónica para la preparación y estabilización del tobillo, similar a lo que ocurre en inestabilidad funcional de tobillo cuando aumenta la activación muscular (Delahunt et al., 2007).

Durante la marcha los extensores de tobillo SOL-GASM-PERL llevan su máxima activación cercano al 40%-50% del ciclo (Cappellini et al., 2006; Pequera et al., 2021), mientras que en carrera (y a

medida que aumenta la velocidad) se ubica al inicio del ciclo, esto por el gran esfuerzo que deben dedicar al impulso necesario para el vuelo. Si bien lo anterior ocurrió para todas las condiciones de WRT y RWT, también se presentó activación en late swing, ya que después de la transición el cuerpo debe gestionar el movimiento extensor de tobillo para el siguiente paso.

#### 4.4.4.2 Sinergias musculares

Diferentes autores han mostrado la presencia de entre 4 y 6 sinergias musculares compartidas en la locomoción tanto para marcha, carrera y skipping cuando el estudio ha sido con electromiograma unilateral (Cappellini et al., 2006; d'Avella et al., 2003; Pequera et al., 2021; Santuz et al., 2022); y 8 a 9 sinergias en marcha y carrera cuando el electromiograma era bilateral (Hagio et al., 2015). En el estudio de transiciones marcha-carrera y carrera-marcha de Hagio et al., 2015, logró a una velocidad de transición personal de marcha-carrera espontánea de  $1.84 \pm 0.08 \text{ m.s}^{-1}$  (similar a la nuestra  $1.98 \pm 0.70 \text{ m.s}^{-1}$ ) identificar entre 8 y 10 sinergias durante la transición espontánea y forzada (Tabla 8). En nuestro caso, la electromiografía fue unilateral incluyendo músculos de la espalda baja cuyas sinergias musculares fueron en WRT: 6 para A y 5 para B, mientras que en RWT: 4 para C y 6 para D. Encontramos que 5 sinergias fueron compartidas en WRT (A y B) y 4 en RWT (C y D) (fig. 26), cercano a las 4 a 5 presentadas en el estudio de transiciones de Hagio et al., 2015, si se considera solo una extremidad.

Independiente de cuál sea el tipo de locomoción la aceptación del peso generalmente ha incluido sinergias con predominancia de extensores de cadera, rodilla y tobillo (Cappellini et al., 2006; Mileti et al., 2020; Pequera et al., 2021; Santuz et al., 2017a) incluso en las transiciones marcha-carrera (Hagio et al., 2015) (Tabla 8). Nuestros resultados siguen esta tendencia incluyendo extensores de tobillo para WRT y RWT, agregando además erectores de columna en la forma C.

La fase propulsiva que se ha explicado ampliamente por una sinergia comandada por extensores de tobillo (Cappellini et al., 2006; Mileti et al., 2020; Pequera et al., 2021; Santuz et al., 2017a), ha agregado flexores de rodilla en transiciones WRT y RWT (Hagio et al., 2015). Nuestros resultados incluyeron erectores espinales y extensores de tobillo en A, y solo erectores espinales para B y D, podría ser alguna estrategia de control en las fases de carrera (aceleración positiva) dentro de estas formas. A

los extensores de tobillo se sumaron extensores de rodilla en B(WRT), posiblemente porque en esta forma ambas fases del ciclo eran más parecida a marcha(Fig. 25 y 26).

La última fase del stance(pre-swing) es la que muestra según la literatura las mayores diferencias en la presentación de activación de grupos musculares cuando se contrastan diferentes tipos de gaits(Tabla 8). Cappellini et al, 2006, ha reportado activación de flexores de tobillo(marcha y carrera), Santuz et al, 2007 erectores de columna, extensores de rodilla y tobillo(correr con y sin calzado), Yokohama et al 2016, extensores de cadera, rodilla y tobillo(marcha y carrera), Hagio et al.,2015 flexores y extensores de rodilla por un lado, y flexores de tobillo por otro(WRT y RWT). La condición A de WRT(Walking Stance | Running swing) presentó extensores de rodilla y tobillo, similar a Santuz et al, 2007, mientras que B(Running Stance | Running Swing) tuvo una sinergia de flexores de tobillo, en línea con Hagio et al, 2015. La mayor novedad en pre-swing fue lo ocurrido con D(Running Stance | Walking swing) que presentó una sinergia que incluyó extensores de cadera más flexores de tobillo.

Early Swing tuvo una sinergia compartida no encontrada en otros estudios que incluyó flexores rodilla y de tobillo para las dos condiciones de WRT. Antes solo se reportaron sinergias con flexores de tobillo(Mileti et al., 2020; Pequera et al., 2021; Santuz et al., 2017a), con erectores espinales(Cappellini et al., 2006; Yokoyama et al., 2016) ó extensores de rodilla(Pequera et al., 2021). Mientras que para RWT se presentó en C una sinergia con erectores espinales y flexores de rodilla, y en D una con extensores de tobillo, siendo esta última similar a lo presentado por Hagio et al 2015.

En Late swing, todos los autores consultados presentaron para marcha o carrera sinergias puras con flexores de rodilla(Tabla 8)(Cappellini et al., 2006; Mileti et al., 2020; Santuz et al., 2017a; Yokoyama et al., 2016), y cuando el gait incluyó skipping o transiciones WRT-RWT se sumaron flexores de tobillo(Hagio et al., 2015; Pequera et al., 2021). En nuestros resultados WRT presentó un componente que necesitó extensores de rodilla en A, extensores de cadera-rodilla-tobillo en B y C, y además erectores espinales en D(Fig 25 y 26).

Autor	Gait	Stance			Swing	
		Weigth acceptance	Propulsion	Pre-swing	Early Swing	Late Swing
(Cappellini et al., 2006)	Walking and Running	M1 	M2 	M3 	M4 	M5 
(Santuz et al., 2017b)	Shod and barefoot running	M1 	M2 	M3 	M4 	M5 
(Pequera et al., 2021)	Walking, Running, Skipping	M1 	M2 		M3 	M4 
(Yokoyama et al., 2016)	Walking and running	M1  M2 	M3 	M4  M7 	M5 	M6 
(Mileti et al., 2020)	Walking	M1 	M2 		M3 	M4 
(Hagio et al., 2015)	Walking-to-Run and Run-to-Walking transition	M1  M4 	M9 	M8  M3 	M7 	M2  M5  M6 

Spine Erectors
 Hip Extensors
 Knee extensors
 Knee flexors
 Ankle Extensors
 Ankle Flexor

**Tabla 9. Comparativa de sinergias encontradas en la literatura para diferentes tipos de Gait**

*La tabla presenta las sinergias en cada fase del ciclo de locomoción. Weight acceptance, Propulsion, Pre-swing, Early swing, Late swing*

Pudimos notar en A y D, que intercambian stance y swing de marcha-carrera o carrera- marcha, han presentado un mayor número de sinergias que B-C (que mantienen stance-swing parecidos de marcha o carrera). Creemos plausible que mientras se realicen cambios de tipos de pasos la especificidad de las sinergias es mayor, es decir, más sinergias, pero menos músculos activados en cada una de ellas, con una consecuente secuencia temporal de activación sincronizada y escalonada, similar a lo presentado por otros estudios que valoraron transiciones(Hagio et al., 2015) y aumentos de velocidad(Kibushi et al., 2018). En cambio, cuando fue necesario realizar una transición rápida con aceleración o desaceleración brusca (B,C), el esfuerzo coordinativo necesitó recurrir a menos sinergias pero a un mayor número de músculos activos dentro de ella(fig 25 y 26).

Quizás el SNC para evitar la saturación coordinativa prefiere tener menos sinergias, pero mayor cantidad de músculos coactivándose (agonistas y antagonistas) para ampliar la cantidad de músculos involucrados participando de un acto motor desafiante. Esto sería lógico desde el punto de vista de la mayor eficiencia intermuscular. Esta idea puede valorarse mejor al evidenciar que la RWT presenta dos características que denotan la exigencia al SNC y cómo reacciona para mejorar el control motor: en RWT existe 1 sinergia más que WRT, además, entre C y D se comparten 4 sinergias en vez de 5(como ocurre WRT). Entonces, son más sinergias que WRT y se comparten menos módulos, y estos módulos (en C) tienen mayor coactivación muscular destinado a la desaceleración y descenso del centro masa.

Cappellini et al, 2006 demostró que las sinergias eran comunes entre marcha y carrera independiente de la velocidad, incluso en los patrones de activación muscular(Cappellini et al., 2006). Bajo este contexto los pasos de WRT y RWT podrían ser diferentes del origen en SNC para marcha o carrera, y por tanto, la respuesta muscular aferente sería una clase “especial” de sinergias reservadas solo para los procesos de transición pero con una base muscular de otros gaits.

#### 4.4.4.3 Patrones Temporales de Sinergias

Identificamos que la secuencia temporal normalizada a CoA de las sinergias presentó similitudes en stance cuando se compararon los diferentes modos de transición A, B y D. Estos modos de manera general compartieron sus CoA ubicando C1(extensores de tobillo), C2(erectores espinales) y C3(extensores de rodilla) en el primer 50% del ciclo de stance. Las modificaciones por la forma de transición presentaron adecuaciones musculares diferentes después del 50% (Fig. 27).

Pudimos notar que independiente de WRT o RWT los grupos musculares compartieron de manera general sus CoA, los extensores de tobillo iniciaron el ciclo, luego participaron erectores espinales, extensores de rodilla más flexores de tobillo, y en la última parte del ciclo se incorporaron flexores de tobillo más extensores de rodilla y extensores de cadera (Fig. 28).

Para marcha, carrera y skipping el CoA que corresponde al primer 15% a 20% está conformado por extensores de rodilla y cadera(Neptune et al., 2009; Pequera et al., 2021). Estos son los primeros en iniciar pero también los que terminan el ciclo, estos grupos musculares(vastos medial y lateral, glúteo mayor y medio) tuvieron este comportamiento y participaron en las condiciones de transición A, B, y C en rangos de 80% a 90%, siendo su CoA más parecido skipping trailing(Pequera et al., 2021), es decir, retardando su mayor participación a la parte final del ciclo(Fig. 28).

El grupo extensor de tobillo con CoA entre 10% y 20% tuvo similitud con runnig(Santuz et al., 2017a; Yokoyama et al., 2016) y skipping (Pequera et al., 2021) para WRT y RWT, pero no con marcha(Cappellini et al., 2006; Mileti et al., 2020; Yokoyama et al., 2016). Un hallazgo distintivo que une a carrera, skipping y transiciones sería el adelantamiento del CoA de este grupo muscular en relación con la marcha.

El grupo flexor de tobillo(tibial anterior) y extensor de rodilla(recto femoral) ha mostrado que sus CoA para marcha y carrera oscilan entre 60% y 85%(Hagio et al., 2015; Santuz et al., 2017a), y para skipping entre 30% y 50%(Pequera et al., 2021). Nuestros resultados mostraron que ambos grupos musculares se comportaron similar a skipping para WRT y RWT, salvo la condición A de WRT que con un 60% de CoA se pareció más a carrera. Para estos grupos musculares el adelantamiento del CoA en relación a marcha o carrera, similar a lo que ocurre en skipping(Pequera et al., 2021), podría ser una

explicación de la preparación muscular de las extremidades en la transición marcha a carrera, y una de las explicaciones de la complejidad en los procesos de rehabilitación de estos músculos en patologías del sistema nervioso central (Sánchez Milá et al., 2022).

Los flexores de rodilla han mostrado estar alrededor del último 10% del ciclo de CoA para marcha y carrera (Cappellini et al., 2006; Mileti et al., 2020; Santuz et al., 2017a; Yokoyama et al., 2016), y de 75 a 90% aproximadamente para skipping (Pequera et al., 2021). Nuevamente WRT fue más parecido a skipping (72% y 77%) anticipando el CoA en relación a marcha y carrera, mientras que RWT situó su CoA de manera intermedia entre marcha, carrera y skipping (entre 87 y 92%).

Los erectores espinales que normalmente presentan CoA cercano al 50% en marcha y carrera (Cappellini et al., 2006; Kibushi et al., 2018) para controlar la aceleración del tronco, también adelantaron su activación (entre 16 y 33%) para WRT y RWT, confirmando la fase preparatoria para la ejecución y control de la transición.

Estas particularidades refuerzan la idea que las transiciones son eventos específicos y especiales para el control neuromuscular, incorporan trazas de locomoción simétrica y asimétrica dependiendo del estrés impuesto al sistema, lo cual evidencia la flexibilidad del SNC. Estos resultados estarían en línea con planteado por Kibushi et al., 2018 quien propuso que el desplazamiento del CoA sería indicador de la intensa activación de las sinergias musculares durante las regulaciones de velocidad (Kibushi et al., 2018).

#### 4.4.4.4 Aplicaciones

El componente extensor de rodilla y flexor de tobillo es uno de los principales problemas con los cuales se encuentran los pacientes cuando existen lesiones de primera neurona motora (Diner et al., 2023; Huang et al., 2022; Sánchez Milá et al., 2022). Hemos podido identificar que el músculo tibial anterior es fundamental en 3 de los 4 modos de transición presentados, incluyendo módulos de sinergia que responden casi exclusivamente a este músculo cuando se debe realizar el paso de apoyo a swing ya sea en WRT o RWT. También identificamos módulos de sinergia que incluyeron activaciones de músculos iliocostales y paraespinales en los 4 modos de transición principalmente para el apoyo (ya sea acelerando o desacelerando), esta situación puede ser interesante considerarla en la rehabilitación de

de condiciones patológicas, pero también en deportistas con alto tráfico de transiciones como son tenistas, basquetbolistas y trailrunners. Las mini rampas ya han demostrado una mayor exigencia al sistema nervioso, así como un aporte en el entrenamiento cardiovascular y articular (Croft & Bertram, 2019)

Es posible que la mayor novedad de este estudio tenga que ver con haber identificado que los modos A y D (cuando cambias bruscamente entre paso de marcha y carrera o al revés) implican una mayor especificidad neuromuscular para activar músculos aislados; y que B y D (cuando debes acelerar o frenar para mantener dos pasos de marcha o carrera) coactivan un mayor número de músculos. Bajo este contexto parece necesario recomendar el uso de transiciones para imponer mayor y mejor estrés neuromuscular al SNC, en diferentes contextos clínicos o deportivos.

#### 4.4.5 Conclusión

En resumen, las transiciones necesitaron adelantar los centros de activación. Esto podría ser el resultado de un mayor y más específico estrés al sistema por los cambios abruptos de velocidad. La transición carrera a marcha necesitó por un lado sinergias con mayor cantidad de músculos coactivándose, y por otro, un mayor número de sinergias en comparación a WRT. Pensamos que en base a los hallazgos encontrados el mayor número de sinergias estaría determinado por las variables: especificidad de la tarea y cantidad de músculos involucrados para conseguir esa tarea.

Estos hallazgos contribuyen a comprender mejor como el sistema nervioso central controla las transiciones entre la marcha y la carrera, lo que puede tener implicaciones para mejorar la eficiencia y el rendimiento en actividades locomotoras.

## 5 Conclusiones generales

Nos planteamos estudiar si desplazarse según un protocolo de velocidad variable basado en aceleraciones y desaceleraciones en torno a la velocidad personal de transición marcha- carrera, era diferente que caminar o correr a velocidad constante.

**Lo primero que nos propusimos fue saber si era posible controlar la velocidad de laboratorio y replicarla en pista.**

Pudimos identificar que el control de la velocidad de marcha y carrera (al menos en un protocolo variable) y la adopción de una *frecuencia de pasos* basada en retroalimentación auditiva no fue una estrategia fiable para comparar velocidades entre laboratorio y campo. Si fue fiable para comparar velocidades en la misma condición de campo.

Si bien la *frecuencia de paso* se mantuvo durante las pruebas, existió una acomodación en la técnica de carrera, probablemente debido al sesgo inercial del treadmill, la cual generó un aumento del tiempo de vuelo y consecuentemente, de la velocidad de los sujetos en la pista. Este aumento de velocidad no se vio reflejado significativamente en el aumento del *consumo de oxígeno*.

**Luego, analizamos si este protocolo de velocidad variable presentaba diferencias positivas o negativas respecto de caminar o correr a la misma velocidad promedio.**

Identificamos que generalmente los resultados del protocolo de laboratorio a velocidad variable eran más que marcha, pero menos que carrera a velocidad constante. Provocando que tanto la *Eficiencia Mecánica Aparente* como el *Recovery* tuvieran mejor desempeño que correr. El *Trabajo mecánico Total* también siguió esta tendencia intermedia dada por un descenso del *Trabajo Externo*, provocado por una disminución del *Trabajo Vertical y Horizontal*. El costo metabólico de transporte a

velocidad variable resultó también con valores intermedios, pero más cercanos a los de carrera a velocidad constante. Un supuesto es que esto se debió al costo generado por las aceleraciones positivas y negativas, y la influencia de un costo negativo en las fases de desaceleración.

Las preguntas que emergieron de estos resultados dieron pie a querer reconocer,

**¿Cuál tipo de marcha, paso o fase (acelerando o desacelerando), fueron las que generaron mayor ventaja mecánica para el ahorro?**

Fue interesante reconocer que aquellas marchas que fueron desaceleradas tuvieron mejor *Recovery*, además pudieron aumentar su *Trabajo Horizontal*. Una estrategia que adoptaron los sujetos y que podría darnos luces para el mejor desempeño fue el ascenso del *centro de masas* posterior a pasar por la transición carrera- marcha, la cual se mantuvo similar a un amortiguador hidráulico que va rebotando dependiendo de la velocidad y aceleración. Esta estrategia “rebotante” se sumó a un aumento de la *frecuencia de pasos* posterior a la transición marcha- carrera, diferente de lo visto en otras investigaciones de velocidades con aceleración positiva (A. Minetti et al., 1994). Esta sumatoria de eventos “Rebote post transición RW + Aumento de frecuencia de pasos= Ahorro”, estaría en línea con los propuestos realizados por Minetti et al., 2001 y Usherwood & Bertram., 2003, es decir, desaceleración implica trabajo negativo que somos capaces de reconvertir, y con lo expuesto por Croft y Bertram., 2019 ya que aumento de pasos en una mini rampa oscilante implicaría menor costo de transporte.

Una vez que pudimos confirmar, por un lado, el efecto “ahorrador” del protocolo, y por otro, los cambios en la técnica para generar la locomoción, es que fue necesario

**conocer si existían diferentes estrategias neuromusculares que se representarían específicamente en las transiciones.**

Como era de esperar las situaciones de aceleración y desaceleración incluyendo el paso por las transiciones, generaron cambios en la coordinación intermuscular generada por las sinergias musculares. Los tiempos de activación de músculos flexores y extensores variaron, haciendo más

predominante el uso musculatura de rodilla y tobillo. Principalmente se pudieron apreciar mayores picos de activación en otras fases del ciclo al comparar con marcha y carrera; y que cambiaron dependiendo del tipo de paso que se estudió en la transición.

Fue interesante revisar que estos cambios en los electromiogramas podrían **modificar el control motor que se ejercía desde el sistema nervioso central para afrontar los desafíos motores. Para esto estudiamos las sinergias musculares.**

Pudimos notar que las transiciones presentaron en general 1 o 2 sinergias extras al contrastar con marcha y carrera, cuando se han ocupado los mismos grupos musculares para la extracción con NMF (Cappellini et al., 2006; Santuz et al., 2022). Estas sinergias no solo fueron más, si no que fueron diferentes de marcha y carrera.

En las fases que incluyeron stance y/o swing de marcha y otro de carrera fueron más sinergias y más específicas, es decir, diferentes pares de músculos para diferentes tiempos del ciclo. En cambio, en las fases que incluyeron ambos parecidos (dos de marcha o dos de carrera), fueron menos sinergias, pero con mayor número de músculos coactivándose.

Estas sinergias tuvieron trazas de marcha, carrera y skipping, como una estrategia para controlar la transición. Los centros de activación de las transiciones en general adelantaron su participación en el ciclo.

Los patrones temporales de sinergia basados en los centros de activación confirman el hecho de que el SNC ha incluido formas de control que se parecen (dependiendo de la fase) a marcha, carrera o skipping (Cappellini et al., 2006; Pequera et al., 2021; Santuz et al., 2022), es decir, recurre a comportamientos ya conocidos, los alterna y modifica según sus necesidades para conseguir el fin motor, algo que ya se conoce pero era necesario validar en este contexto.

### **En algunas palabras es posible concluir que:**

Al menos en condiciones de laboratorio, sobre una cinta caminadora con aceleraciones positivas y negativas suaves y basadas en la velocidad personal de transición marcha-carrera, se han presentado diferencias en los componentes metabólicos, mecánicos y electromiográficos, que por un

lado han mostrado una alternancia entre los modelos de péndulo invertido y masa-resorte, y por otro, una fase “rebotante” de acomodación después de la transición y por varios pasos cuando comienzas a correr. Esta incorporación de marcha, transiciones y carrera en un mismo protocolo ha mostrado ser más exigente (mecánica, metabólica y neuromuscularmente) que marcha, pero menos que carrera a velocidad constante.

**Este estudio permitirá entregar nuevas herramientas a clínicos y entrenadores, y usar las bases de este protocolo como estrategia para:**

1. Ahorro energético en comparación con carrera a velocidad constante cuando se ocupan velocidades entorno al  $\pm 10\%$  y  $\pm 20\%$  de la velocidad personal de transición marcha-carrera.
2. Rehabilitación en condiciones más exigentes que caminar, pero menos correr.
3. Mayor exigencia al sistema nervioso central cuando se requiere tener mayor especificidad neuromuscular y/o mayor activación de grupos musculares en la locomoción

**Finalmente, las preguntas aún están abiertas para futuras investigaciones e investigadores que deseen adentrarse en esta estrategia motora. Algunas de ellas las planteo a continuación:**

1. ¿Es posible controlar fiablemente la velocidad variable en campo y laboratorio?
2. Aunque la velocidad sea la misma en campo y laboratorio ¿Son comparables los resultados de trabajo mecánico y metabólico?
3. ¿Las conclusiones abordadas en este estudio son replicables en condiciones ambientales no controladas como parques o montañas?
4. ¿La incorporación de mayores rangos de velocidad en torno a la transición marcha- carrera modificará significativamente los resultados?
5. ¿Los resultados obtenidos serán similares si el protocolo se centra en la transición carrera- marcha?
6. ¿Los resultados obtenidos son parte de la población estudiada o son una característica general de todas las poblaciones?

7. ¿Es posible que estos resultados sean mantenidos en etapas de fatiga o en tiempos de protocolos con extensiones mayores?

### **Agradecimientos**

El autor agradece la invaluable ayuda a Mateo Rodrigues y Gonzalo Giannechini por asistir durante la recopilación de datos. También a los a Clubes de Running de Paysandú- Uruguay.

## 6 Referencias

- Abe, D., Fukuoka, Y., & Horiuchi, M. (2019). Why do we transition from walking to running? Energy cost and lower leg muscle activity before and after gait transition under body weight support. *PeerJ*, 7, e8290. <https://doi.org/10.7717/peerj.8290>
- Aiello, L. C. & Jonathan C. K. Wells. (2002). Energetics and the Evolution of the Genus Homo. *Annual Review of Anthropology*, 31, 323-338. JSTOR.
- Alexander, M. (2003). *Principles of Animal Locomotion.* (Princeton University Press: Princeton, NJ.).
- Alexander, R. (1977). Mechanics and scaling of terrestrial locomotion. *Scale effects in animal locomotion*, 93-110.
- Alexander, R. (1989). Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiological reviews*, 69(4), 1199-1227.
- Alexander, R. M. (1976). Estimates of speeds of dinosaurs. *Nature*, 261(5556), Article 5556.
- Alexander, R. M. (1984). Elastic energy stores in running vertebrates. *American zoologist*, 24(1), 85-94.
- Alexander, R. M. (2002). Stability and manoeuvrability of terrestrial vertebrates. *Integrative and Comparative Biology*, 42(1), 158-164.
- Alexander, R. M., Jayes, A., Maloiy, G., & Wathuta, E. (1981). Allometry of the leg muscles of mammals. *Journal of Zoology*, 194(4), Article 4.
- Alexander, R. McN. (1989). Elastic Mechanisms in the Locomotion of Vertebrates. *Netherlands Journal of Zoology*, 40(1-2), 93-105. <https://doi.org/10.1163/156854289X00200>
- Alexander, R. McN. (1991). Energy-Saving Mechanisms in Walking and Running. *Journal of Experimental Biology*, 160(1), 55-69. <https://doi.org/10.1242/jeb.160.1.55>
- Alexander, R. McN., & Jayes, A. S. (1983). A dynamic similarity hypothesis for the gaits of quadrupedal mammals. *Journal of Zoology*, 201(1), Article 1. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7998.1983.tb04266.x>
- Arndt, A. N., Komi, P. V., Brüggemann, G.-P., & Lukkariniemi, J. (1998). Individual muscle contributions to the in vivo achilles tendon force. *Clinical Biomechanics*, 13(7), 532-541.
- Batliner, M. E., Kipp, S., Grabowski, A. M., Kram, R., & Byrnes, W. C. (2018). Does metabolic rate increase linearly with running speed in all distance runners? *Sports medicine international open*, 2(01), E1-E8.
- Belli, A., Lacour, J. R., Komi, P. V., Candau, R., & Denis, C. (1995). Mechanical step variability during treadmill running. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 70(6), Article 6. <https://doi.org/10.1007/BF00634380>
- Bergamini, E., Picerno, P., Pillet, H., Natta, F., Thoreux, P., & Camomilla, V. (2012). Estimation of temporal parameters during sprint running using a trunk-mounted inertial measurement unit. *Journal of Biomechanics*, 45(6), Article 6. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.12.020>

- Biancardi, C. M., Fabrica, C. G., Polero, P., Loss, J. F., & Minetti, A. E. (2011). Biomechanics of octopedal locomotion: Kinematic and kinetic analysis of the spider *Grammostola mollicoma*. *Journal of Experimental Biology*, 214(20), 3433-3442. <https://doi.org/10.1242/jeb.057471>
- Biancardi, C. M., & Minetti, A. E. (2012). Biomechanical determinants of transverse and rotary gallop in cursorial mammals. *The Journal of Experimental Biology*, 215(Pt 23), 4144-4156. <https://doi.org/10.1242/jeb.073031>
- Biewener, A. A. (1989). Scaling body support in mammals: Limb posture and muscle mechanics. *Science*, 245(4913), Article 4913.
- Biewener, A. A. (1990). Biomechanics of mammalian terrestrial locomotion. *Science*, 250(4984), Article 4984.
- Biewener, A. A. (1998). Muscle function in vivo: A comparison of muscles used for elastic energy savings versus muscles used to generate mechanical power<sup>1</sup>. *American Zoologist*, 38(4), 703-717.
- Biewener, A., Alexander, R. M., & Heglund, N. C. (1981). Elastic energy storage in the hopping of kangaroo rats (*Dipodomys spectabilis*). *Journal of Zoology*, 195(3), 369-383.
- Biewener, A., & Patek, S. (2018). *Animal locomotion*. Oxford University Press.
- Binotto, M. A., Lenardt, M. H., & Rodríguez-Martínez, M. D. C. (2018). Physical frailty and gait speed in community elderly: A systematic review. *Revista Da Escola De Enfermagem Da U S P*, 52, e03392. <https://doi.org/10.1590/S1980-220X2017028703392>
- Bizzi, E., & Cheung, V. C. (2013). The neural origin of muscle synergies. *Frontiers in Computational Neuroscience*, 7. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fncom.2013.00051>
- Bizzi, E., Cheung, V. C. K., d'Avella, A., Saltiel, P., & Tresch, M. (2008). COMBINING MODULES FOR MOVEMENT. *Brain research reviews*, 57(1), 125-133. <https://doi.org/10.1016/j.brainresrev.2007.08.004>
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1995). Comparing methods of measurement: Why plotting difference against standard method is misleading. *The lancet*, 346(8982), Article 8982.
- Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of biomechanics*, 22(11-12), Article 11-12.
- 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 (Bristol, Avon)*, 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*, 0(0), 1-8. <https://doi.org/10.1080/21679169.2018.1561941>
- Bramble, D. M., & Lieberman, D. E. (2004). Endurance running and the evolution of Homo. *Nature*, 432(7015), Article 7015.
- Buhmann, J., Moens, B., Van Dyck, E., Dotov, D., & Leman, M. (2018). Optimizing beat synchronized running to music. *PLoS One*, 13(12), e0208702. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208702>
- Buist, I., Bredeweg, S. W., Lemmink, K. A., Pepping, G.-J., Zwerver, J., van Mechelen, W., & Diercks, R. L. (2007). The GRONORUN study: Is a graded training program for novice runners effective in preventing running related

injuries? Design of a randomized controlled trial. *BMC musculoskeletal disorders*, 8(1), 24.

Capelli, C., Antonutto, G., Zamparo, P., Girardis, M., & di Prampero, P. E. (1993). Effects of prolonged cycle ergometer exercise on maximal muscle power and oxygen uptake in humans. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 66, 189-195.

Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2006). Motor patterns in human walking and running. *Journal of neurophysiology*, 95(6), Article 6.

Carr, C. E., & McGee, J. (2009). The Apollo Number: Space Suits, Self-Support, and the Walk-Run Transition. *PLOS ONE*, 4(8), e6614. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0006614>

Carrier, D. R., Kapoor, A., Kimura, T., Nickels, M. K., Satwanti, Scott, E. C., So, J. K., & Trinkaus, E. (1984). The energetic paradox of human running and hominid evolution [and comments and reply]. *Current Anthropology*, 25(4), Article 4.

Cavagna, G. (2017). External, Internal and Total Mechanical Work Done During Locomotion. En G. Cavagna (Ed.), *Physiological Aspects of Legged Terrestrial Locomotion: The Motor and the Machine* (pp. 129-138). Springer International Publishing. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-49980-2\\_6](https://doi.org/10.1007/978-3-319-49980-2_6)

Cavagna, G. A. (2010). Symmetry and asymmetry in bouncing gaits. *Symmetry*, 2(3), 1270-1321.

Cavagna, G. A., & Kaneko, M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *The Journal of Physiology*, 268(2), 467-481.

Cavagna, G. A., Saibene, F. P., & Margaria, R. (1964). Mechanical work in running. *Journal of applied physiology*, 19(2), 249-256.

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.

Cavagna, G., & Cavagna, G. (2017). Work, Efficiency and Elastic Recovery. *Physiological Aspects of Legged Terrestrial Locomotion: The Motor and the Machine*, 223-274.

Cavagna, G., & Kaneko, M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *The Journal of physiology*, 268(2), Article 2.

Cavagna, G., Saibene, F., & Margaria, R. (1963). External work in walking. *Journal of applied physiology*, 18(1), 1-9.

Cavagna, G., Willems, P., Legramandi, M., & Heglund, N. (2002). Pendular energy transduction within the step in human walking. *Journal of Experimental Biology*, 205(21), Article 21.

Cheung, V. C. K., d'Avella, A., Tresch, M. C., & Bizzi, E. (2005). Central and Sensory Contributions to the Activation and Organization of Muscle Synergies during Natural Motor Behaviors. *The Journal of Neuroscience*, 25(27), 6419-6434. <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.4904-04.2005>

Clark, D. J., Ting, L. H., Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2010). Merging of Healthy Motor Modules Predicts Reduced Locomotor Performance and Muscle Coordination Complexity Post-Stroke. *Journal of Neurophysiology*, 103(2), 844-857. <https://doi.org/10.1152/jn.00825.2009>

Cohen, J. (1988). Statistical power analysis for the behavioral 698 sciences. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*, 2, 495.

- Costill, D. L., Branam, G., Eddy, D., & Sparks, K. (1971). Determinants of marathon running success. *Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie einschliesslich Arbeitsphysiologie*, 29(3), Article 3.
- Croft, J. L., & Bertram, J. E. A. (2019). 'Mini-interval gait' switching: Understanding the positive implications of a novel training regime. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 15(3), 351-357.  
<https://doi.org/10.12965/jer.1938186.093>
- d'Avella, A., Saltiel, P., & Bizzi, E. (2003). Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nature Neuroscience*, 6(3), Article 3. <https://doi.org/10.1038/nn1010>
- Danner, S. M., Hofstoetter, U. S., Freundl, B., Binder, H., Mayr, W., Rattay, F., & Minassian, K. (2015). Human spinal locomotor control is based on flexibly organized burst generators. *Brain: A Journal of Neurology*, 138(Pt 3), 577-588. <https://doi.org/10.1093/brain/awu372>
- De Witt, J. K., Edwards, W. B., Scott-Pandorf, M. M., Norcross, J. R., & Gernhardt, M. L. (2014). The preferred walk to run transition speed in actual lunar gravity. *The Journal of Experimental Biology*, 217(Pt 18), 3200-3203. <https://doi.org/10.1242/jeb.105684>
- Delahunt, E., Monaghan, K., & Caulfield, B. (2007). Ankle function during hopping in subjects with functional instability of the ankle joint. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17(6), 641-648. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2006.00612.x>
- Detrembleur, C., Dierick, F., Stoquart, G., Chantraine, F., & Lejeune, T. (2003). Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait & posture*, 18(2), Article 2.
- 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), Article 3. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.04.005>
- Di Paolo, S., Lopomo, N. F., Della Villa, F., Paolini, G., Figari, G., Bragonzoni, L., Grassi, A., & Zaffagnini, S. (2021). Rehabilitation and Return to Sport Assessment after Anterior Cruciate Ligament Injury: Quantifying Joint Kinematics during Complex High-Speed Tasks through Wearable Sensors. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 21(7). <https://doi.org/10.3390/s21072331>
- Di Prampero, P., Atchou, G., Brückner, J.-C., & Moia, C. (1986). The energetics of endurance running. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 55(3), Article 3.
- Di Prampero, P. E., Botter, A., & Osgnach, C. (2015). The energy cost of sprint running and the role of metabolic power in setting top performances. *European journal of applied physiology*, 115(3), 451-469.
- Di Prampero, P., Fusi, S., Sepulcri, L., Morin, J., Belli, A., & Antonutto, G. (2005). Sprint running: A new energetic approach. *Journal of experimental Biology*, 208(14), Article 14.
- Diner, C., Mathieu, L., Pfister, G., Mourtialon, R., Denormandie, P., & de L Escalopier, N. (2023). Nerve transfer in the spastic equino varus foot: Anatomical feasibility study. *Foot and Ankle Surgery: Official Journal of the European Society of Foot and Ankle Surgeons*, 29(4), 346-349. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2023.04.001>
- Elftman, H. (1940). The work done by muscles in running. *American Journal of Physiology-Legacy Content*, 129(3), 672-684.
- Farinatti, P. T. V., & Monteiro, W. D. (2010). Walk-run transition in young and older adults: With special reference to the cardio-respiratory responses. *European Journal of Applied Physiology*, 109(3), 379-388.

<https://doi.org/10.1007/s00421-010-1366-1>

- Farris, D. J., & Sawicki, G. S. (2012). Human medial gastrocnemius force-velocity behavior shifts with locomotion speed and gait. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 109(3), 977-982. <https://doi.org/10.1073/pnas.1107972109>
- Fedak, M. A., & Seeherman, H. J. (1979). Reappraisal of energetics of locomotion shows identical cost in bipeds and quadrupeds including ostrich and horse. *Nature*, 282(5740), Article 5740.
- Foucher, K. C., Thorp, L. E., Orozco, D., Hildebrand, M., & Wimmer, M. A. (2010). Differences in preferred walking speeds in a gait laboratory compared with the real world after total hip replacement. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(9), 1390-1395. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.06.015>
- Fries, J. F., Singh, G., Morfeld, D., Hubert, H. B., Lane, N. E., & Brown, B. W. (1994). Running and the development of disability with age. *Annals of Internal Medicine*, 121(7), Article 7.
- Giandolini, M., Pavailler, S., Samozino, P., Morin, J.-B., & Horvais, N. (2015). Foot strike pattern and impact continuous measurements during a trail running race: Proof of concept in a world-class athlete. *Footwear Science*, 7(2), 127-137. <https://doi.org/10.1080/19424280.2015.1026944>
- Griffin, T. M., Tolani, N. A., & Kram, R. (1999). *Walking in simulated reduced gravity: Mechanical energy fluctuations and exchange*. . 86(1), 383-390. <https://doi.org/10.1152/jappl.1999.86.1.383>
- Hagio, S., Fukuda, M., & Kouzaki, M. (2015). Identification of muscle synergies associated with gait transition in humans. *Frontiers in human neuroscience*, 9, 48.
- Hagio, S., & Kouzaki, M. (2014). The flexible recruitment of muscle synergies depends on the required force-generating capability. *Journal of Neurophysiology*, 112(2), 316-327. <https://doi.org/10.1152/jn.00109.2014>
- Hammer, O., Harper, D., & Ryan, P. (2001). PAST: Paleontological Statistics Software Package for Education and Data Analysis. *Palaeontologia Electronica*, 4, 1-9.
- Hansen, E. A., Nielsen, A. M., Kristensen, L. A. R., Madeleine, P., & Voigt, M. (2018). Prediction of walk-to-run transition using stride frequency: A test-retest reliability study. *Gait & Posture*, 60, 71-75. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.11.008>
- Heiderscheit, B. C., Chumanov, E. S., Michalski, M. P., Wille, C. M., & Ryan, M. B. (2011). Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Medicine and science in sports and exercise*, 43(2), 296.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.
- Hildebrand, M. (1985). Walking & running. M. *Functional vertebrate morphology*, 38-57.
- Hoyt, D. F., Wickler, S. J., Dutto, D. J., Catterfeld, G. E., & Johnsen, D. (2006). What are the relations between mechanics, gait parameters, and energetics in terrestrial locomotion? *Journal of Experimental Zoology Part A: Comparative Experimental Biology*, 305A(11), Article 11. <https://doi.org/10.1002/jez.a.335>
- Hreljac, A. (1993). Preferred and energetically optimal gait transition speeds in human locomotion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25(10), Article 10.
- Hreljac, A. (1995). Effects of physical characteristics on the gait transition speed during human locomotion. *Human Movement Science*, 14(2), Article 2.

- Huang, H., Chen, J., Qiu, F., Lin, X.-M., & Lin, Z.-K. (2022). [Effect of electroacupuncture on motor function and gait in patients with post-stroke spasticity in lower limbs]. *Zhongguo Zhen Jiu = Chinese Acupuncture & Moxibustion*, 42(1), 23-27. <https://doi.org/10.13703/j.0255-2930.20201201-k0004>
- I, V. C., K, D. S., V, S., & D, D. C. (2010). Overground vs. Treadmill walk-to-run transition. *Gait & Posture*, 31(4). <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.01.011>
- Ishikawa, M., Komi, P. V., Grey, M. J., Lepola, V., & Bruggemann, G.-P. (2005). Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *Journal of Applied Physiology*, 99(2), 603-608. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00189.2005>
- Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2004). Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *The Journal of Physiology*, 556(Pt 1), 267-282. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2003.057174>
- Ker, R. F., Bennett, M. B., Bibby, S. R., Kester, R. C., & Alexander, R. McN. (1987). The spring in the arch of the human foot. *Nature*, 325(6100), 147-149. <https://doi.org/10.1038/325147a0>
- Kibushi, B., Hagio, S., Moritani, T., & Kouzaki, M. (2018). Speed-dependent modulation of muscle activity based on muscle synergies during treadmill walking. *Frontiers in human neuroscience*, 12, 4.
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155-163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Kram, R., Domingo, A., & Ferris, D. P. (1997). Effect of reduced gravity on the preferred walk-run transition speed. *Journal of Experimental Biology*, 200(4), Article 4.
- Krishnamoorthy, V., Goodman, S., Zatsiorsky, V., & Latash, M. L. (2003). Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons: Identification of muscle modes. *Biological Cybernetics*, 89(2), 152-161. <https://doi.org/10.1007/s00422-003-0419-5>
- Kung, S. M., Fink, P. W., Legg, S. J., Ali, A., & Shultz, S. P. (2018). What factors determine the preferred gait transition speed in humans? A review of the triggering mechanisms. *Human Movement Science*, 57, 1-12. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.10.023>
- Kyröläinen, H., Belli, A., & Komi, P. V. (2001). Biomechanical factors affecting running economy. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(8), Article 8.
- Lacour, J.-R., & Bourdin, M. (2015). Factors affecting the energy cost of level running at submaximal speed. *European Journal of Applied Physiology*, 115(4), 651-673. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3115-y>
- Lagos-Hausheer, L., Bona, R. L., & Biancardi, C. M. (2023). Effectiveness of a Variable-Speed Control Based on Auditory Feedback: Is It Possible? *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 1-8. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2022-0465>
- Lakens, D. (2013). Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: A practical primer for t-tests and ANOVAs. *Frontiers in Psychology*, 4. <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fpsyg.2013.00863>
- Lee, D. D., & Seung, H. S. (1999). Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization. *Nature*, 401(6755), 788-791. <https://doi.org/10.1038/44565>

- Leonard, W. R., & Robertson, M. L. (1997). Rethinking the energetics of bipedality. *Current Anthropology*, 38(2), Article 2.
- Lighton, J. B. R. (2019). *Measuring metabolic rates*. (pp. 266.). Oxford U.P., Oxford, UK.
- Luedke, L. E., Heiderscheit, B. C., Williams, D. S. B., & Rauh, M. J. (2021). Factors Associated With Self-Selected Step Rate in High School Cross Country Runners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 35(4), 1141-1148. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002891>
- Macchi, R., Santuz, A., Hays, A., Vercruyssen, F., Arampatzis, A., Bar-Hen, A., & Nicol, C. (2022). Sex influence on muscle synergies in a ballistic force-velocity test during the delayed recovery phase after a graded endurance run. *Heliyon*, 8(6), e09573. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e09573>
- Magnusson, S. P., Langberg, H., & Kjaer, M. (2010). The pathogenesis of tendinopathy: Balancing the response to loading. *Nature Reviews. Rheumatology*, 6(5), 262-268. <https://doi.org/10.1038/nrrheum.2010.43>
- Malatesta, D., Simar, D., Saad, H. B., Préfaut, C., & Caillaud, C. (2010). Effect of an overground walking training on gait performance in healthy 65-to 80-year-olds. *Experimental gerontology*, 45(6), 427-434.
- Margaria, R. (1938). *Sulla fisiologia e specialmente sul consumo energetico della marcia e della corsa a varie velocità ed inclinazioni del terreno*. Dott. Giovanni Bardi. <https://books.google.cl/books?id=y0kZzwEACAAJ>
- 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>
- Margaria, R., & Margaria, R. (1976). *Biomechanics and energetics of muscular exercise*. Clarendon Press Oxford.
- McDonnell, J., Willson, J. D., Zwetsloot, K. A., Houmard, J., & DeVita, P. (2017). Gait biomechanics of skipping are substantially different than those of running. *Journal of biomechanics*, 64, 180-185.
- McMahon, T. A. (1984). *Muscles, reflexes, and locomotion*. Princeton University Press.
- McMahon, T. A., & Cheng, G. C. (1990). The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *Journal of biomechanics*, 23, 65-78.
- McNeill Alexander, R. (2002). Energetics and optimization of human walking and running: The 2000 Raymond Pearl memorial lecture. *American Journal of Human Biology*, 14(5), 641-648. <https://doi.org/10.1002/ajhb.10067>
- Mercier, J., Le Gallais, D., Durand, M., Goudal, C., Micallef, J. P., & Préfaut, C. (1994). Energy expenditure and cardiorespiratory responses at the transition between walking and running. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 69(6), 525-529. <https://doi.org/10.1007/BF00239870>
- 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>
- Mileti, I., Zampogna, A., Santuz, A., Asci, F., Del Prete, Z., Arampatzis, A., Palermo, E., & Suppa, A. (2020). Muscle Synergies in Parkinson's Disease. *Sensors*, 20(11), Article 11. <https://doi.org/10.3390/s20113209>
- Minetti, A., Ardigo, L., Reinach, E., & Saibene, F. (1999). The relationship between mechanical work and energy expenditure of locomotion in horses. *Journal of Experimental Biology*, 202(17), Article 17.

- Minetti, A., Ardigo, L., & Saibene, F. (1994). Mechanical determinants of the minimum energy cost of gradient running in humans. *Journal of Experimental Biology*, 195(1), Article 1.
- Minetti, A. E. (1998). The biomechanics of skipping gaits: A third locomotion paradigm? *Proceedings. Biological Sciences*, 265(1402), 1227-1235. <https://doi.org/10.1098/rspb.1998.0424>
- Minetti, A. E. (2001a). Invariant aspects of human locomotion in different gravitational environments. *Acta astronautica*, 49(3-10), Article 3-10.
- Minetti, A. E. (2001b). Walking on other planets. *Nature*, 409(6819), Article 6819.
- Minetti, A. E., Ardigò, L. P., Capodaglio, E. M., & Saibene, F. (2001a). Energetics and mechanics of human walking at oscillating speeds. *American Zoologist*, 41(2), 205-210.
- Minetti, A. E., Ardigò, L. P., Capodaglio, E. M., & Saibene, F. (2001b). Energetics and mechanics of human walking at oscillating speeds. *American Zoologist*, 41(2), Article 2.
- Minetti, A. E., Ardigò, L. P., & Saibene, F. (1994). The transition between walking and running in humans: Metabolic and mechanical aspects at different gradients. *Acta Physiologica Scandinavica*, 150(3), 315-323. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1994.tb09692.x>
- 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., Ardigo, L., & Saibene, F. (1993). Mechanical determinants of gradient walking energetics in man. *The Journal of physiology*, 472(1), Article 1.
- Minetti, A. E., Gaudino, P., Seminati, E., & Cazzola, D. (2013). The cost of transport of human running is not affected, as in walking, by wide acceleration/deceleration cycles. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 114(4), Article 4. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00959.2012>
- Minetti, A. E., Moorhead, A. P., & Pavei, G. (2020). Frictional internal work of damped limbs oscillation in human locomotion. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 287(1931), 20201410. <https://doi.org/10.1098/rspb.2020.1410>
- Minetti, A. E., & Pavei, G. (2018). Update and extension of the 'equivalent slope' of speed-changing level locomotion in humans: A computational model for shuttle running. *Journal of Experimental Biology*, 221(15), Article 15.
- Minetti, A. E., Pavei, G., & Biancardi, C. M. (2012). The energetics and mechanics of level and gradient skipping: Preliminary results for a potential gait of choice in low gravity environments. *Planetary and Space Science*, 74(1), 142-145.
- Monte, A., Baltzopoulos, V., Maganaris, C. N., & Zamparo, P. (2020). Gastrocnemius Medialis and Vastus Lateralis in vivo muscle-tendon behavior during running at increasing speeds. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 30(7), 1163-1176. <https://doi.org/10.1111/sms.13662>
- Monte, A., Nardello, F., Magris, R., Tecchio, P., & Zamparo, P. (2021). The influence of in vivo mechanical behaviour of the Achilles tendon on the mechanics, energetics and apparent efficiency of bouncing gaits. *The Journal of Experimental Biology*, 224(16), jeb242453. <https://doi.org/10.1242/jeb.242453>

- Mussa-Ivaldi, F. A., Giszter, S. F., & Bizzi, E. (1994). Linear combinations of primitives in vertebrate motor control. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 91(16), 7534-7538.
- Neptune, R. R., Clark, D. J., & Kautz, S. A. (2009). Modular Control of Human Walking: A Simulation Study. *Journal of biomechanics*, 42(9), 1282-1287. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.009>
- Orendurff, M. S., Schoen, J. A., Bernatz, G. C., Segal, A. D., & Klute, G. K. (2008). How humans walk: Bout duration, steps per bout, and rest duration. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 45(7).
- Pavei, G., Biancardi, C. M., & Minetti, A. E. (2015). Skipping vs. Running as the bipedal gait of choice in hypogravity. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 119(1), 93-100. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01021.2014>
- Pavei, G., & Minetti, A. E. (2015). Hopping locomotion at different gravity: Metabolism and mechanics in humans. *Journal of Applied Physiology*, 120(10), Article 10.
- Pequera, G., Ramírez Paulino, I., & Biancardi, C. M. (2021). Common motor patterns of asymmetrical and symmetrical bipedal gaits. *PeerJ*, 9, e11970. <https://doi.org/10.7717/peerj.11970>
- Peyré-Tartaruga, L. A., Dewolf, A. H., di Prampero, P. E., Fábrica, G., Malatesta, D., Minetti, A. E., Monte, A., Pavei, G., Silva-Pereyra, V., Willems, P. A., & Zamparo, P. (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>
- Pires, N. J., Lay, B. S., & Rubenson, J. (2014). Joint-level mechanics of the walk-to-run transition in humans. *The Journal of Experimental Biology*, 217(Pt 19), 3519-3527. <https://doi.org/10.1242/jeb.107599>
- Pugliese, L., Porcelli, S., Vezzoli, A., La Torre, A., Serpiello, F. R., Pavei, G., & Marzorati, M. (2018). Different training modalities improve energy cost and performance in master runners. *Frontiers in physiology*, 9, 21.
- Rabbi, M. F., Pizzolato, C., Lloyd, D. G., Carty, C. P., Devaprakash, D., & Diamond, L. E. (2020). Non-negative matrix factorisation is the most appropriate method for extraction of muscle synergies in walking and running. *Scientific Reports*, 10(1), Article 1. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-65257-w>
- Ranum, M., Foster, C., Camic, C., Wright, G., Guidotti, F., de Koning, J. J., Dodge, C., & Porcari, J. P. (2021). Effect of Running Velocity Variation on the Aerobic Cost of Running. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(4). <https://doi.org/10.3390/ijerph18042025>
- Ringuet-Riot, C. J., Hahn, A., & James, D. A. (2013). A structured approach for technology innovation in sport. *Sports Technology*, 6(3), 137-149. <https://doi.org/10.1080/19346182.2013.868468>
- Roberton, M. A. (2013). Testing the Validity of the Halverson Developmental Sequences for Skipping. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 84(2), 198-205. <https://doi.org/10.1080/02701367.2013.784726>
- Roberts, T. J., Kram, R., Weyand, P. G., & Taylor, C. R. (1998). Energetics of bipedal running. I. Metabolic cost of generating force. *Journal of Experimental Biology*, 201(19), Article 19.
- Robinson, S., Robinson, D. L., Mountjoy, R. J., & Bullard, R. W. (1958). Influence of fatigue on the efficiency of men during exhausting runs. *Journal of Applied Physiology*, 12(2), 197-201. <https://doi.org/10.1152/jappl.1958.12.2.197>
- Rodman, P. S., & McHenry, H. M. (1980). Bioenergetics and the origin of hominid bipedalism. *American Journal*

*of Physical Anthropology*, 52(1), Article 1.

Rodriguez, K. L., Roemmich, R. T., Cam, B., Fregly, B. J., & Hass, C. J. (2013). Persons with Parkinson's disease exhibit decreased neuromuscular complexity during gait. *Clinical Neurophysiology*, 124(7), 1390-1397. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2013.02.006>

Saibene, F., & Minetti, A. E. (2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *European journal of applied physiology*, 88(4-5), Article 4-5.

Sánchez Milá, Z., Velázquez Saornil, J., Campón Chekroun, A., Barragán Casas, J. M., Frutos Llanes, R., Castrillo Calvillo, A., López Pascua, C., & Rodríguez Sanz, D. (2022). Effect of Dry Needling Treatment on Tibial Musculature in Combination with Neurorehabilitation Treatment in Stroke Patients: Randomized Clinical Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(19), 12302. <https://doi.org/10.3390/ijerph191912302>

Santuz, A., Ekizos, A., Janshen, L., Baltzopoulos, V., & Arampatzis, A. (2017a). On the Methodological Implications of Extracting Muscle Synergies from Human Locomotion. *International Journal of Neural Systems*, 27(05), 1750007. <https://doi.org/10.1142/S0129065717500071>

Santuz, A., Ekizos, A., Janshen, L., Baltzopoulos, V., & Arampatzis, A. (2017b). The Influence of Footwear on the Modular Organization of Running. *Frontiers in Physiology*, 8, 958. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00958>

Santuz, A., Janshen, L., Brüll, L., Muñoz-Martel, V., Taborri, J., Rossi, S., & Arampatzis, A. (2022). Sex-specific tuning of modular muscle activation patterns for locomotion in young and older adults. *PLoS ONE*, 17(6), e0269417. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0269417>

Schleip, R., & Müller, D. G. (2013). Training principles for fascial connective tissues: Scientific foundation and suggested practical applications. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 17(1), 103-115. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2012.06.007>

Schmidt-Nielsen, K. (1972). Locomotion: Energy cost of swimming, flying, and running. *Science*, 177(4045), Article 4045.

Schmidt-Nielsen, K. (1975). Scaling in biology: The consequences of size. *Journal of Experimental Zoology*, 194(1), Article 1.

Shipway, R., & Holloway, I. (2010). Running free: Embracing a healthy lifestyle through distance running. *Perspectives in public health*, 130(6), Article 6.

Snyder, K. L., Hoogkamer, W., Triska, C., Taboga, P., Arellano, C. J., & Kram, R. (2021). Effects of course design (curves and elevation undulations) on marathon running performance: A comparison of Breaking 2 in Monza and the INEOS 1:59 Challenge in Vienna. *Journal of Sports Sciences*, 39(7), 754-759. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1843820>

Soni, S., & Lamontagne, A. (2020). Characterization of speed adaptation while walking on an omnidirectional treadmill. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 17(1), 153. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00787-y>

Stenum, J., & Choi, J. T. (2016). Neuromuscular effort predicts walk-run transition speed in normal and adapted human gaits. *Journal of Experimental Biology*, 219(18), 2809-2813. <https://doi.org/10.1242/jeb.140723>

- Stuedel, K. (1996). Limb morphology, bipedal gait, and the energetics of hominid locomotion. *American Journal of Physical Anthropology: The Official Publication of the American Association of Physical Anthropologists*, 99(2), Article 2.
- Taylor, C. R. (1994). Relating mechanics and energetics during exercise. *Advances in veterinary science and comparative medicine*, 38, 181.
- Taylor, C. R., Heglund, N. C., & Maloiy, G. (1982). Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. I. Metabolic energy consumption as a function of speed and body size in birds and mammals. *Journal of Experimental Biology*, 97(1), Article 1.
- Taylor, C. R., Schmidt-Nielsen, K., & Raab, J. L. (1970). Scaling of energetic cost of running to body size in mammals. *American Journal of Physiology-Legacy Content*, 219(4), Article 4.
- Ting, L. H., & Macpherson, J. M. (2005). A limited set of muscle synergies for force control during a postural task. *Journal of Neurophysiology*, 93(1), 609-613. <https://doi.org/10.1152/jn.00681.2004>
- Tresch, M. C., Saltiel, P., & Bizzi, E. (1999). The construction of movement by the spinal cord. *Nature Neuroscience*, 2(2), 162-167. <https://doi.org/10.1038/5721>
- Usherwood, J. R., & Bertram, J. E. A. (2003). Gait transition cost in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 90(5), 647-650. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0980-6>
- Willems, P., Cavagna, G., & Heglund, N. (1995). External, internal and total work in human locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 198(2), Article 2.
- Williams, K. R., & Cavanagh, P. R. (1983). A model for the calculation of mechanical power during distance running. *Journal of Biomechanics*, 16(2), 115-128. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(83\)90035-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(83)90035-0)
- Yokoyama, H., Ogawa, T., Kawashima, N., Shinya, M., & Nakazawa, K. (2016). Distinct sets of locomotor modules control the speed and modes of human locomotion. *Scientific Reports*, 6(1), Article 1. <https://doi.org/10.1038/srep36275>

## 7 Anexos

### 7.1 Consentimiento Informado

#### ***Estudio de Parámetros Metabólicos, Mecánicos y Electromiográficos en la Locomoción Humana a Velocidad Variable y en Transiciones Marcha-Carrera-Marcha.***

##### **Resumen:**

Este proyecto tiene por fin evaluar los parámetros metabólicos, mecánicos y los patrones de activación muscular en locomoción humana a velocidad variable, con aceleraciones, desaceleraciones y transacciones marcha-carrera-marcha, utilizando un protocolo de medición en laboratorio y otro homologado a campo.

Para poder obtener los datos necesarios se plantea utilizar un protocolo de transiciones marcha-carrera y carrera-marcha realizado en una trotadora y otro en campo. Los sujetos evaluados son sanos quienes deben contar con una carga de entrenamiento de al menos 5 km recorridos a la semana. Los valores de  $VO_2$ , cinética y cinemática y electromiográficos serán obtenidos con equipos especiales para ello, los cuales se encuentran en dependencias del Laboratorio de Investigación en Biomecánica y Análisis del Movimiento (LIBIAM) del CUP-CENUR Litoral Norte, UdelAR.

##### **Procedimientos alternativos:**

Si en cualquier momento desea retirarse, usted es libre de hacerlo y ello no le ocasionará ningún perjuicio ya que la participación es libre y voluntaria.

##### **Confidencialidad:**

La información obtenida en este estudio será guardada confidencialmente de acuerdo con la legislación vigente. Los resultados de este estudio podrán ser publicados o comunicados oralmente, pero su identidad estará protegida en todo momento. Las filmaciones sólo serán analizadas por el equipo de investigación y su nombre será mantenido en el anonimato.

##### **Costo de la participación en la investigación:**

Su participación no implica ningún costo para usted.

##### **Pago por participación en la investigación:**

Usted no recibirá ninguna compensación por la participación en este estudio.

##### **Preguntas:**

Si tiene preguntas o dudas acerca de este estudio puede contactar al responsable y encargado del proyecto.

Carlo Biancardi [cbiancardi@cup.edu.uy](mailto:cbiancardi@cup.edu.uy) Cel.: 092159117

Leonardo Lagos [lagoskinesiologo@gmail.com](mailto:lagoskinesiologo@gmail.com) Cel: +56952099704

##### **Derechos legales:**

Usted no abandonará ni perderá ninguno de sus derechos legales por haber firmado esta forma de consentimiento informado.

##### **Estado de aceptación del participante**

Declaro haber leído en su totalidad la información precedente describiendo el estudio. Todas mis preguntas y dudas han sido contestadas en forma completa y satisfactoria. Mi firma, que consta a continuación, indica

que voluntariamente he accedido y acepto participar en este estudio. Recibiré una copia de esta forma luego de firmar.

Consentimiento informado de imposibilitados a leer y/o firmar.

“He dado mi consentimiento verbal de participar en el proyecto y es testigo de ello (nombre) \_\_\_\_\_ de que otorgué mi consentimiento por escrito”.

Firma del participante.....Fecha.....  
Aclaración..... C.I. ....

Firma de testigo.....Fecha.....  
Aclaración..... C.I.....

Firma del investigador.....Fecha.....  
Aclaración..... C.I. ....

La realización de esta investigación fue aprobada por el Comité de Ética y por el Consejo del CENUR Litoral Norte de la Universidad de la República. Ante cualquier consulta al Comité de Ética, dirigirse a [eticahumana@litoralnorte.edu.uy](mailto:eticahumana@litoralnorte.edu.uy) , Teléfono 473 34816 - Int. 120)

## 7.2 Congresos donde se han presentado resultados parciales de este doctorado

### \*Investigación científica seleccionada por comité de expertos

1. \*2022, actualización en locomoción, dolor y rendimiento, U. de Concepción, Chile: Tema: nuevos paradigmas en entrenamientos de carrera
2. 2021. Congreso Sur del Mundo, Puerto Montt, Chile, Tema: Datos preliminares estudios de locomoción humana a velocidad variable
3. \*2021. Congress of International Society of Biomechanics, Estocolmo. Suecia Tema: Datos preliminares estudios de locomoción humana a velocidad variable
4. \*2021. Congreso Asociación Chilena Ciencias del Movimiento, Santiago, Chile. Tema: Simposio fisiomecánica de la locomoción.
5. 2021, Congreso de investigación I. Arturo Prat, Victoria, Chile. Tema: Metodologías para evaluar carrera a velocidad variable
6. 2021, Ciclo de Charlas USS, Tecnologías para evaluar movimiento.
7. \*2020 1er Congreso Internacional en ciencias de la actividad física y deporte, U. Extremadura, España. Tema: Locomoción humana a velocidad variable: resultados preliminares.

### 7.3 Contacto del autor

Leonardo Lagos-Hausheer.

Departamento de Kinesiología, Facultad de Medicina,  
Universidad de Concepción, Concepción, Chile.

email: [leolagos@udec.cl](mailto:leolagos@udec.cl)

Movil:+56952099704

Dirección: Janequeo corner, Av. Chacabuco S/N, Concepción, Chile

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2588-1548>