UNIVERSIDAD FINIS TERRAE

FACULTAD DE MEDICINA

EFECTOS DEL DAÑO MUSCULAR INDUCIDO POR EJERCICIO FÍSICO SOBRE EL SISTEMA DE REBOTE ELÁSTICO Y LAS ASIMETRÍAS DE LA CARRERA DEL TREN INFERIOR DURANTE LA CARRERA EN HOMBRES

JAVIER CAMUS DÍAZ

Tesis para ser presentada en la faculta de medicina, escuela de postgrados de la Universidad Finis Terrae para optar al grado de Magister

Magister de Ciencias del Ejercicio, Salud y Deporte, mención kinesiología deportiva

Profesor Guía: Mario Núñez Lisboa

Santiago de Chile

2025

Dedicatoria

Quiero dedicar este trabajo a todos los que estuvieron durante el proceso de realización de este proyecto, a mi familia, amigos, compañeros y profesores, quienes me brindaron su apoyo en los momentos requeridos y fueron una gran contención y un lugar de descanso para seguir adelante. Valoro el apoyo incondicional, sin el cual el cumplimiento de esta meta habría sido sin duda más difícil.

Agradecimientos

Quiero agradecer en primera instancia a mi tutor profesor Mario Núñez Lisboa por su paciencia, disposición y preparación para poder llevar a cabo esta tesis. Junto con ello también agradecer al profesor Herman Zbinden y al equipo del laboratorio de ciencias del ejercicio, por facilitar el uso de este y sus equipos.

También quisiera agradecer en forma especial a los participantes de nuestro estudio que de manera voluntaria colaboraron con nuestra investigación, quienes tuvieron gran disposición y compromiso y creyeron en la búsqueda de nuevos conocimientos mediante este estudio.

Agradecer a mi familia, amigos, compañeros de magister y compañeros de trabajo por su apoyo incondicional y que me ayudaron en las dificultades de este proyecto. Gracias por sus palabras de aliento, paciencia, tiempo y comprensión durante este camino

Finalmente agradecer a la casa de estudios y al cuerpo docente de todo el programa de postgrado, en especial al profesor Mauricio Venegas, que sin duda han generado un cambio positivo en mi como persona y profesional, y que han sido una gran fuente de adquisición de conocimiento.

ÍNDICE

RESUMEN.....6
ABSTRACT.....7
1. INTRODUCCIÓN.....8
2. MARCO TEÓRICO.....10
Daño muscular inducido por el ejercicio.....10
Ejercicio excéntrico y la ultraestructura del músculo.....11
Entrenamiento excéntrico: un pilar del atleta.....12
El sistema masa de resorte de la carrera.....13
Desplazamiento vertical del centro de masa.....14
Rigidez Vertical.....15
La asimetría del rebote elástico del centro de masa.....16
Asimetría entre aterrizaje y despegue.....17
Trabajo mecánico externo del centro de masa.....20
Rigidez vertical, la carrera humana y el daño muscular inducido por ejercicio.....20
4. DISEÑO METODOLÓGICO.....22
Pregunta de investigación.....22
Objetivo general.....22
Objetivos específicos.....22
Hipótesis de trabajo.....22
Hipótesis nula.....22
Materiales y métodos.....23
Diseño del estudio.....23
Metodología.....23
Variables del estudio.....25
Variables independientes.....25
Variables dependientes.....25
5. ANÁLISIS DE DATOS.....26
Estadística.....28
6. RESULTADOS.....29
Rigidez vertical.....29

Peak fuerza vertical de freno.....30
Peak fuerza vertical de empuje.....31
Tiempo de freno del centro de masa.....31
Tiempo de empuje del centro de masa.....32
Tiempo de contacto efectivo.....33
Tiempo aéreo efectivo.....34
Periodo del paso.....35
Tiempo aéreo.....35
Tiempo de contacto.....35
Desplazamiento vertical del centro de masa.....35
Asimetría del rebote elástico del centro de masa y asimetría del rebote en contacto y despegue del suelo.....36
Dolor muscular de inicio tardío.....36
Umbral mecánico doloroso.....37
7. DISCUSIÓN.....39
8. CONCLUSIONES.....43
9. LIMITACIONES.....43
10. BIBLIOGRAFÍA.....43
MATERIAL SUPLEMENTARIO.....50
ANEXO.....64

EFECTOS DEL DAÑO MUSCULAR INDUCIDO POR EJERCICIO FÍSICO SOBRE EL SISTEMA DE REBOTE ELÁSTICO Y LAS ASIMETRÍAS DE LA CARRERA DEL TREN INFERIOR DURANTE LA CARRERA

RESUMEN

Objetivo: El presente estudio tuvo como objetivo investigar el efecto agudo y en las 72 hrs. posteriores de una sesión única de ejercicio excéntrico sobre el sistema de rebote elástico del tren inferior.

Método: Diez hombres sanos (29.4 ± 2.71 años), sin entrenamiento de fuerza consistente durante los últimos 6 meses, participaron en un protocolo experimental. Se expusieron a una sesión de 30 minutos en cicloergómetro excéntrico al 100 % de la potencia máxima concéntrica. Se midieron variables cinéticas y temporales de la carrera, tales como k_{vert} del centro de masa (k_{vert}), fuerza vertical pico 1 y 2 ($PeakF_{v1}$ y $PeakF_{v2}$), tiempo aéreo y de contacto efectivo (t_{ae} y t_{ce}), tiempos de empuje y freno (T_{push} y T_{brake}), periodo del paso, tiempo de contacto y aéreo (t_c y t_a) y "Delta y" en tapiz rodante con plataformas de fuerza, antes, inmediatamente después y hasta 72 horas (h) después del estímulo excéntrico. Además, se evaluó el dolor muscular (DOMS) y umbral mecánico doloroso (UMD).

Resultados: Se observó un efecto del tiempo en k_{vert} en la velocidad de 18 km h^{-1} a las 24 h post ejercicio ($p = 0.0413$) y una disminución significativa entre 24 y 72h ($p = 0.0144$). $PeakF_{v1}$ también mostró un efecto del tiempo en 14 km h^{-1} ($p = 0.0249$) al igual que t_{ce} en los 12km h^{-1} ($p = 0.0472$) y T_{push} en 10 y 12km h^{-1} ($p = 0.0182$ y $p = 0.0291$ respectivamente).

Conclusión: Una sesión excéntrica aislada produce alteraciones agudas en el comportamiento del sistema de resorte elástico, evidenciando un aumento transitorio de rigidez y cambios cinéticos como respuesta adaptativa al daño muscular inducido. Las variables cinéticas retornan progresivamente a niveles basales en 72 horas mostrando una recuperación de la mecánica del tren inferior.

Palabras claves: rigidez vertical, sistema de masa de resorte, asimetrías de la carrera.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the acute and short-term (up to 72 hours) effects of a single bout of eccentric exercise on vertical stiffness (k_{vert}), vertical ground reaction force, and spatiotemporal variables of the spring–mass system during running.

Methods: Ten healthy men (29.4 ± 2.71 years old), with no recent strength training, participated in an experimental protocol. They underwent a 30-minute eccentric cycling session on a cycle ergometer at 100% of their maximal concentric power. Kinetic and temporal running variables were measured, including vertical stiffness (k_{vert}), first and second vertical force peaks ($PeakF_{v1}$ y $PeakF_{v2}$), effective aerial and contact times (t_{ae} y t_{ce}), push and brake times (T_{push} y T_{brake}), step period, contact time, aerial time (t_c y t_a) and "Delta y" on an instrumented treadmill with force platforms. Measurements were taken before, immediately after, and up to 72 hours (h) following the eccentric stimulus. Additionally, delayed-onset muscle soreness (DOMS) and pressure pain threshold (PPT) were assessed.

Results: An effect of time was observed in k_{vert} at the running speed of 18 km·h^{-1} at 24 h post-exercise ($p = 0.0413$), with a significant decrease between 24 and 72 h ($p = 0.0144$). $PeakF_{v1}$ also showed a time effect at 14 km·h^{-1} ($p = 0.0249$), as did t_{ce} at 12 km·h^{-1} ($p = 0.0472$) and T_{push} at 10 and 12 km·h^{-1} ($p = 0.0182$ and $p = 0.0291$, respectively).

Conclusion: A single eccentric session induces acute alterations in the behavior of the spring–mass system, evidenced by a transient increase in stiffness and kinetic changes as an adaptive response to exercise-induced muscle damage. Kinetic variables progressively return to baseline within 72 hours, indicating recovery of lower-limb mechanics

Key words: vertical stiffness, spring mass system, running asymmetries.

1. INTRODUCCIÓN

El daño muscular inducido por ejercicio (DMIE) puede ser causado por un estímulo mecánico nuevo o al cual no estamos acostumbrados y puede tener consecuencias funcionales sobre el sistema neuromuscular resultando en una disminución temporal de la fuerza voluntaria máxima, un aumento en la tensión pasiva del tejido, aumento del dolor muscular de inicio tardío por ejercicio (DOMS) y un aumento de proteínas intramusculares en sangre, entre otras (Peñailillo, Blazevich, & Nosaka, 2015; Peñailillo, Blazevich, Numazawa, et al., 2015; Peñailillo et al., 2013). La duración de las manifestaciones del DMIE pueden durar varios días dependiendo de la intensidad y duración del ejercicio realizado. Comúnmente encontramos su pico entre las 24 a 48hrs. después del ejercicio donde se han encontrado distintas alteraciones que afectan a la función del sistema músculo esquelético y que disminuyen el rendimiento en los atletas como, por ejemplo: disminución del pico de potencia, disminución en el rendimiento de esprint y cambios de dirección, disminución de la capacidad saltatoria, fuerza isocinética e isométrica (A. J. Harrison & Gaffney, 2004.; D. C. Harrison et al., 2024). En la carrera, el DMIE también modifica alguno/as determinantes del rendimiento como por ejemplo la cadencia de pasos, el largo de la zancada, el tiempo de contacto, el tiempo de vuelo, el impulso de paso y la economía de carrera (Assumpção et al., 2013; Chen et al., 2007; Degache et al., 2013; Khassetarash et al., 2022) .

La carrera, como medio de locomoción, ha sido ampliamente estudiada. En este ámbito destacan autores como Blickhan y Cavagna, quienes han propuesto el estudio a través del modelo mecánico de resorte (Blickhan, 1989; Cavagna, 2010). En este modelo se ha descrito el comportamiento del cuerpo del sujeto como un sistema elástico que considera al centro de masa (CM) como un punto de referencia en el espacio el cual está unido al suelo por un resorte elástico. Este modelo ha sido utilizado para describir y estudiar la mecánica y el comportamiento de la energía del CM durante el rebote y los pasos de la carrera (Blickhan, 1989; Cavagna, 2006, 2009, 2010). El estudio de la cinética de la carrera mediante el análisis del modelo del sistema de resorte elástico ofrece una mirada cuantificable de las propiedades del resorte, por ej. la rigidez vertical (k_{vert}). k_{vert} es una propiedad que se determina relacionando el cambio de longitud del resorte y la fuerza máxima aplicada para lograrlo. El punto de máximo cambio de longitud o desplazamiento vertical del CM generalmente se encuentra en la fase de apoyo medio o aceptación de la carga durante la carrera (Blickhan, 1989). En estudios donde se ha provocado de manera planificada DMIE, usando protocolos de daño muscular, se han evidenciado cambios en el sistema de resorte elástico,

encontrando aumentos en la cadencia de pasos y disminución en la fuerza reactiva contra el suelo, además de cambios cinemáticos en la rodilla durante la fase de balanceo (Arampatzis et al., 1999.; Khassetarash et al., 2022; Paschalis et al., 2007). También se ha visto una disminución en el desplazamiento vertical del CM y disminución en el ángulo de dorsiflexión en el contacto inicial, lo cual se asocia a aumentos en la k_{vert} y rigidez de la pierna de forma posterior a un protocolo de carrera de 24 hrs. en trotadora (Giandolini et al., 2016). Dentro de las actividades que de manera repetitiva pueden desarrollar un estado transitorio de DMIE se encuentra la carrera en pendiente negativa. Es más, existen protocolos en ensayos clínicos que utilizan esta actividad para generar daño muscular en los participantes. Cuando se corre en pendiente negativa el sistema músculo esquelético se enfrenta a contracciones excéntricas repetitivas donde el sistema cumple una función de freno (donde se absorbe energía). Este tipo de estímulo ya ha sido estudiado y se ha vinculado con el DMIE debido a la naturaleza de la contracción excéntrica (Khassetarash et al., 2022).

Cuando la fuerza externa excede a la interna y se genera tensión mientras el tejido muscular se alarga ocurre una contracción muscular del tipo excéntrica. Este tipo de contracción está relacionada con la desaceleración del movimiento de los segmentos y esto se expresa como trabajo mecánico negativo (LaStayo et al., 2003; Nishikawa et al., 2018; Spurrs et al., 2003). Debido a que la cantidad de tensión generadas por las fibras musculares es alta cuando existe una contracción excéntrica, se puede producir en mayor medida daño en el componente estructural de la fibra muscular produciendo debilidad y percepción de dolor. A pesar de que existe una relación entre el trabajo mecánico excéntrico y la provocación de daño muscular no es una consecuencia obligatoria. En realidad, la habilidad de producir y tolerar altas fuerzas debería ser más bien percibida como una adaptación muscular protectora. Existe evidencia de que el uso del ejercicio excéntrico en la rehabilitación de pacientes con tendinopatías (Prudêncio et al., 2023) y en el entrenamiento de atletas con el objetivo del mejoramiento de la capacidad de los tendones (Douglas et al., 2017a). El tejido tendíneo es un componente estructural y un pilar fundamental en la función elástica del sistema. Por lo tanto, estudiar el DMIE y su efecto sobre el sistema de masa de resorte elástico, en sus variables cinéticas y temporo-espaciales: fuerza vertical, k_{vert}, t_{ce}, t_{ae}, T_{push}, T_{brake} es relevante para comprender como este modelo podría predecir una respuesta mecánica del tren inferior en las personas durante la carrera sin elevación.

2. MARCO TEÓRICO

Daño muscular inducido por el ejercicio

El DMIE es un fenómeno que ocurre como respuesta a un estímulo nuevo o no acostumbrado de ejercicio como podría suceder con una sesión de entrenamiento de alta carga para el sistema neuromuscular; la severidad del daño es dependiente de la duración e intensidad del estímulo y se va manifestando con el tiempo. El grado de malestar puede durar hasta varios días (Douglas et al., 2017b). El daño muscular puede provocar diferentes consecuencias en el funcionamiento del sistema muscular, pero además se pueden encontrar alteraciones fisiológicas y de la ultraestructura del músculo como pérdida de la integridad de las miofibrillas; DOMS y disminución del rango de movimiento asociado al daño del tejido conectivo: extravasación de proteínas al torrente sanguíneo como la creatin quinasa (CK), lactato deshidrogenasa (LH) y mioglobinas (Mb's); como también aumento de inflamación y rigidez (Douglas et al., 2017b; Jannas-Vela et al., 2023). Cuando el estímulo es de naturaleza excéntrica tiene más probabilidades de desarrollar DMIE por las características fisiológicas de la contracción. Algunas características que favorecerían el desarrollo del daño muscular es la mayor capacidad de generar tensión y la transmisión lateral de la fuerza en la estructura del sarcómero hacia el tejido conectivo no contráctil dentro de la fibra muscular (Nishikawa et al., 2018; Qian et al., 2023). Estas ideas relacionadas a la mecánica de la fibra muscular proponen que cuando los filamentos son estirados más allá de su punto de sobreposición las estructuras pasivas recibirían mayor tensión y se provocaría una distensión. Esta tensión excesiva sobre las estructuras pasivas (como la desmina, sinemina y la titina) producto de las contracciones excéntricas repetitivas podría causar daño sobre la estructura, lo que se manifestaría en una reducción en la capacidad de generar fuerza en la fibra muscular, entre otras. De acuerdo con la revisión de Qian et al. 2023 se siguiere que el endomisio sufre un alto estrés en cizalla durante la contracción excéntrica, por lo tanto, se esperaría una disminución en la capacidad de transmisión de la fuerza lateral en la fibra. La repetición de este fenómeno induciría el aumento de la permeabilidad del sarcolema y como consecuencia el daño en la matriz extracelular. Lo anterior además se acompañaría por una disrupción en la homeostasis del calcio intracelular (Ca^{2+}). El estímulo de la contracción excéntrica ha mostrado producir una pérdida de la integridad en la membrana del retículo sarcoplásmico en ratas, lo cual produciría en última instancia el daño en la fibra muscular. El aumento del flujo de calcio hacia el citosol provocaría una cascada de eventos químicos que promueven el daño de la célula causando alteraciones en el citoesqueleto, retículo sarcoplásmico,

mitocondrias y miofilamentos. Algunos estudios han investigado cómo afecta el DMIE y DOMS en indicadores de la función neuromuscular como por ejemplo en la producción de fuerza y en la tasa de desarrollo de fuerza (TDF), la cual disminuye (Nishikawa et al., 2018; Peñailillo, Blazevich, Numazawa, et al., 2015). Otras investigaciones han mostrado además que la capacidad de producción de fuerza máxima isométrica se ve comprometida inmediatamente después del ejercicio y que se va recuperando con el pasar de los días. En la revisión de De Oliveira Assumpção et al. 2013 se muestra que durante ejercicios de moderada intensidad (55-75% del VO_2max) la economía de carrera (EC) no se ve comprometida. Sin embargo, durante ejercicios de alta intensidad (~90% VO_2max) la EC se deteriora (Assumpção et al., 2013). Esto se podría deber a que, durante los ejercicios de alta intensidad, las fibras que predominantemente sufren más daño son las tipo II, las cuales están relacionadas con la producción de fuerza rápida (Fridén et al., 1983).

Ejercicio excéntrico y la ultraestructura del músculo

La función muscular durante el movimiento del cuerpo en el espacio no solo está asociada a la producción de fuerza y con ello la propulsión del cuerpo para la locomoción, sino que también encontramos la participación del sistema músculo esquelético en la estabilización de los segmentos y la desaceleración del cuerpo en movimiento. Los músculos son igual de importantes en la producción de energía para lograr la propulsión del cuerpo como también en la disipación de la energía como sucede durante la desaceleración de los distintos segmentos. Es durante esta acción, la fase excéntrica del movimiento, que existe la posibilidad de almacenar parte de la energía convirtiendo la energía cinética del movimiento en energía potencial elástica (LaStayo et al., 2003). Por ejemplo, durante la primera parte de la fase del apoyo en la carrera necesariamente ocurre que los músculos extensores de la cadera y rodilla se estiran al mismo tiempo que generan tensión para controlar la aceptación de la carga. Este hecho genera la posibilidad de almacenar la energía potencial elástica en los componentes elásticos del sistema y así poder reutilizarla en una siguiente fase de acortamiento de la musculatura anteriormente nombrada, potenciando la producción de fuerza. Cuando el tejido muscular es estirado activamente, absorbiendo energía mecánica, existen dos posibilidades para esta energía: se puede disipar como calor en los tejidos o puede ser almacenada (LaStayo et al., 2003). Existe cierta especulación sobre donde podría ser almacenada esta energía. Algunos estudios (Kataoka et al., 2024; Nishikawa et al., 2018; Qian et al., 2023) sugieren que el tendón y el colágeno almacenarían alrededor del 4% de la energía. Lo anterior hace presumir, por lo tanto, que el mismo sarcómero sería el responsable del almacenamiento de la mayor

parte de esta energía. Para lo anterior, existen 2 aparentes estructuras para tal función: los puentes cruzados de actina y miosina, y los filamentos elásticos de la titina (proteína clave de la ultraestructura del músculo). Los puentes cruzados, por su estructura pequeña y su rápida separación de la actina, hacen pensar que fuera poco probable que posea una gran capacidad de almacenamiento de energía. Así, la estructura de filamentos gruesos y delgados del sarcómero contribuyen en alrededor del 4% y los puentes cruzados en alrededor del 12% de la energía almacenada durante el estiramiento activo. Dado a la falta de conocimiento respecto al almacenamiento de la energía es que se comenzó a explorar a las proteínas al interior del sarcómero (Qian et al., 2023). Una de las proteínas de gran valor en la actualidad por su participación clave en la mantención de la estructura del sarcómero durante la producción de tensión es la titina. La titina cumpliría un rol clave en el estiramiento activo del músculo, ya que se ha visto su mayor activación en condiciones dependientes de Ca^{+2}, favoreciendo la rigidez del sarcómero para soportar las grandes tensiones generadas en la contracción excéntrica (Qian et al., 2023). Grandes magnitudes de fuerza son producidas durante las contracciones excéntricas y es debido a esta característica que se espera una mayor posibilidad de que se genere daño en la fibra muscular y en su citoesqueleto produciendo DOMS y distintas alteraciones en su funcionamiento (Nishikawa et al., 2018). Sin embargo, se espera que el daño muscular no siempre ocurra producto de una exposición a fuerzas de alta carga tensil excéntrica. Es más, la habilidad para producir grandes magnitudes de fuerza excéntrica debería entenderse como una adaptación muscular y una característica protectora del sistema. Esta plasticidad es crucial, y es por esto que el ejercicio excéntrico se utiliza como herramienta de entrenamiento y rehabilitación deportiva (Douglas et al., 2017a; LaStayo et al., 2003; Prudêncio et al., 2023). La habilidad de soportar grandes cargas tensiles sería un determinante del rendimiento en actividades como los cambios de dirección, saltos, frenos y aceleraciones (LaStayo et al., 2003).

Entrenamiento excéntrico: un pilar del atleta

Uno de los grandes objetivos para los entrenadores de la fuerza y la condición física es lograr que sus atletas sean lo suficientemente fuertes, para así tolerar las acciones propias del deporte, buscando el mejor rendimiento y evitar lesiones. El importante rol que tiene el potenciamiento de la contracción concéntrica usando previamente una acción excéntrica de alta intensidad, es determinante en el entrenamiento de actividades deportivas como saltar, correr y esprintar (A. J. Harrison & Gaffney, 2009.; D. C. Harrison et al., 2024; Highton et al., 2009; Kataoka et al., 2024; LaStayo et al., 2003). Es por esto por lo que la capacidad de producción de fuerza en los ciclos de

estiramiento-acortamiento no puede ser desestimada. En la revisión de LaStayo et al. 2003 se menciona la importancia y el efecto del entrenamiento excéntrico en el aumento de la rigidez muscular, relacionándolo con la mejora en el rendimiento de actividades que involucran ciclos de estiramiento-acortamiento. Junto a esto, debemos considerar la capacidad fisiológica de la contracción excéntrica de producir mayor fuerza que las contracciones concéntricas e isométricas, permitiendo generar un estímulo mecánico de mayor magnitud (Nishikawa et al., 2018). Por lo tanto, el entrenamiento excéntrico tiene la capacidad de "sobrecargar" el sistema muscular en un mayor grado y de esta forma mejora el desarrollo de la fuerza cuando se compara con el entrenamiento concéntrico (Maeo et al., 2018).

Otro objetivo que se vincula al entrenamiento excéntrico es la prevención y disminución de riesgo de lesiones. LaStayo et al. 2003 lo declara en su revisión donde se resalta la capacidad que este tipo de contracción tiene de producir más fuerza que sus contrapartes concéntrica e isométrica. Además, existen datos relevantes de atletas que han experimentado lesiones musculares en estiramiento, donde se revela que pierden hasta dos veces la capacidad de producir fuerza excéntrica (LaStayo et al., 2003). Con el entrenamiento excéntrico también se lograría provocar un estímulo en la unión miotendinosa (UMT), lo que ayudaría al aumento del tamaño, actividad fibroblástica, producción de colágeno y matriz extracelular (Nishikawa et al., 2018). Un ejemplo de esto son los resultados reportados por Alfredson et al. 1998, donde un grupo de sujetos con tendinosis de Aquiles, no tuvieron resultados satisfactorios con el tratamiento convencional. Luego fueron sometidos a ejercicios excéntricos de alta carga y respondieron favorablemente. Ciertamente para la recuperación de la fuerza muscular y el funcionamiento óptimo del sistema de resorte del tren inferior en acciones como saltar, correr o esprintar, el ejercicio excéntrico parece una línea de trabajo importante. Entendiendo la naturaleza de la contracción excéntrica y lo importante dentro de acciones deportivas de alta intensidad debemos considerar que la calidad del sistema de resorte pueda mejorar mediante el entrenamiento de características excéntricas (Hoppeler, 2016).

El sistema masa de resorte de la carrera

El sistema de masa de resorte es un modelo biomecánico creado para estudiar la locomoción terrestre, particularmente la carrera. Este modelo conceptualiza al cuerpo como una masa en el espacio soportada por resortes, representando a las piernas, que almacenan y liberan energía elástica durante el ciclo de contacto con el suelo (Cavagna G., 2006). Una variable determinante en este

modelo es la k_{vert}, que describe que tan rígido es este sistema. En el estudio de Burns et al., 2021 en corredores de élite de media distancia se muestra que estos deportistas exhiben valores significativamente más altos de k_{vert} en comparación a corredores entrenados pero no de élite. Estos hallazgos sugieren que los sistemas más rígidos favorecen la optimización en la reutilización de la energía elástica en cada paso, permitiendo un mejor rendimiento en la carrera. El modelo de resorte elástico fue propuesto por Blickhan, 1989 para simular el rebote del cuerpo. Este modelo ha sido ampliamente utilizado en estudios para analizar los cambios en la rigidez, la frecuencia de pasos y variables temporo-espaciales de la carrera asociado a diferentes velocidades de la carrera (Burns et al., 2021; Cavagna, 2010; Da Rosa et al., 2019; Núñez Lisboa et al., 2024).

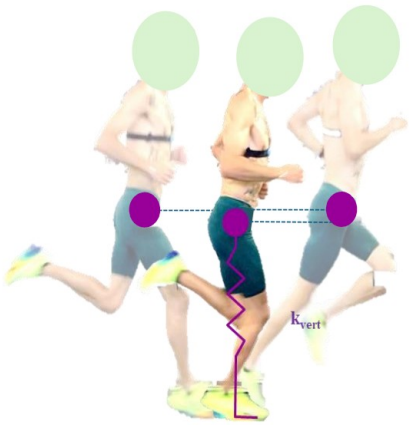


Figura 1. Modelo resorte elástico. Comportamiento vertical del CM y la fuerza de reacción con el suelo que explican el sistema del resorte elástico durante la carrera.

Desplazamiento vertical del centro de masa

El modelo de resorte elástico se fundamenta en el movimiento que experimenta el CM durante el rebote con el suelo. Durante la carrera se describe un movimiento vertical alternado del CM respecto a un punto de equilibrio en el espacio donde la fuerza vertical iguala al peso del cuerpo (F_v=BW). Este punto de equilibrio delimita una parte alta de la oscilación del CM y una parte baja durante las cuales la expresión de la fuerza vertical en el suelo es mayor o menor a la fuerza de peso del cuerpo. En los estudios de Degache et al., 2013 y J. B. Morin et al., 2011 donde se evaluó al sistema de masa de resorte de manera posterior a una carrera en montaña, se encontró una disminución en la oscilación vertical del CM, asociado a un aumento de k_{vert} y una disminución en los tiempos de contacto. Estos cambios se sugieren que podrían ser parte de una estrategia protectora del sistema neuromuscular frente al daño muscular generado por la tarea de correr en montaña

previo a la evaluación de la carrera. Lo anterior afirma que el desplazamiento vertical del CM es también un marcador sensible al daño muscular en el sistema del tren inferior y podría ser un parámetro interesante de explorar.

Rigidez Vertical

La k_{vert} del sistema resorte-masa refleja la rigidez de toda la extremidad inferior y es una característica clave del mecanismo de rebote. Se calcula como la relación entre el pico máximo de la fuerza de reacción vertical (F_{max}) y el delta del desplazamiento vertical del CM (Delta y). La k_{vert} aumenta linealmente con la velocidad de carrera (Da Rosa et al., 2019). Una mayor k_{vert} se ha relacionado con una mayor eficiencia de las UMT y un menor costo metabólico en la carrera (Burns et al., 2021). El entrenamiento y la experiencia atlética pueden influir en la k_{vert}. En el estudio de Núñez Lisboa et al., 2024 se demostró que dos disciplinas deportivas diferentes (futbolistas y nadadores), desde el punto de vista del uso del tren inferior, desarrollan características distintas en el sistema neuromuscular. El sistema de resorte elástico del tren inferior del futbolista es más rígido, lo que le permite aplicar una mayor fuerza en el suelo al momento de correr, diferente a los nadadores que tienen valores menores de k_{vert} y que impactan con menor fuerza al suelo durante la carrera. De acuerdo con el estudio Struzik et al., 2021 los atletas con una k_{vert} suficientemente alta pueden ejecutar tareas como la carrera de manera más económica, con menor desplazamiento vertical del CM y con un mayor rendimiento al obtener una mayor recuperación de la energía elástica potencial de las estructuras. Dentro de este modelo, el sistema musculoesquelético se comporta como un resorte, estirando y acortando los tendones de las extremidades inferiores, y almacenando y liberando energía elástica potencial (Komi, 1986). Se ha visto que k_{vert} se relaciona positivamente con la economía de carrera (Barnes y Kilding, 2015). También el aumento de la k_{vert} resulta en un menor costo metabólico de la carrera (Folland et al., 2017) y una mayor eficiencia de la UMT (Arampatzis et al., 2007). Considerando además hallazgos como los reportados por Spurrs et al., 2003 donde un entrenamiento pliométrico de 6 semanas evidencia mejoras en pruebas de saltos como el salto con contramovimiento (CMJ) y en pruebas de rendimiento de carrera, es llamativo poder conocer cómo se comporta k_{vert} durante la carrera y si existe algún cambio como consecuencia del daño muscular. De esta manera, se podría entender mejor la interacción de la función mecánica y elástica del tren inferior con el DMIE y de esta forma generar mejores estrategias de entrenamiento para mejorar el rendimiento de la carrera.

La asimetría del rebote elástico del centro de masa

El modelo de masa de resorte, mencionado anteriormente, considera el estudio de la cinética del movimiento vertical del centro de masa, es decir, como las fuerzas generadas por el desplazamiento del centro de masa se manifiestan en el eje vertical del movimiento. Anteriormente se menciona que el CM describe una oscilación respecto a un punto de equilibrio (F_v=BW). El tiempo en el cual F_v>BW se ha denominado t_{ce} y el tiempo en el cual F_v<BW se ha denominado t_{ae}. (Cavagna, 2010). Cuando la velocidad de la carrera es baja ocurre que estos tiempos son similares $t_{ce} \approx t_{ae}$, por lo tanto, se dice que el rebote es simétrico. Sin embargo, cuando aumenta la velocidad de la carrera el t_{ce} comienza a disminuir haciendo que la relación se vuelta asimétrica (t_{ce}<t_{ae}) (Cavagna, 2010). Esta es la llamada asimetría del rebote elástico de la carrera.

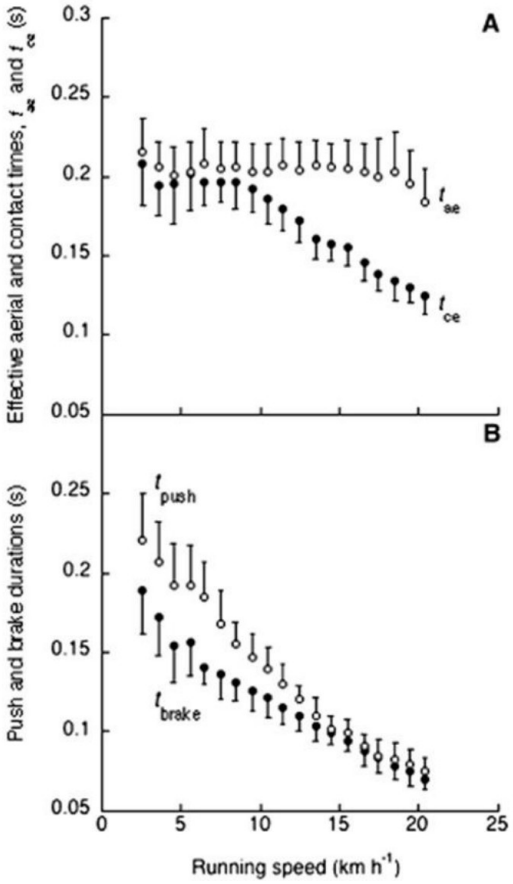


Figura 2. Figura representativa del comportamiento de las dos asimetrías del sistema de resorte elástico principales de la carrera, relativas a la velocidad (Cavagna, 2006).

En la Fig. 2, en su panel superior se muestra la asimetría de rebote en relación con el suelo, indicada por una duración de la parte superior de la oscilación vertical del CM en cada paso mayor

que la de la parte inferior en las velocidades de carrera más altas (es decir, por $t_{ae} > t_{ce}$), esto depende de la cantidad de fuerza aplicada al cuerpo en la parte inferior de la oscilación durante el trabajo positivo y negativo. La asimetría de aterrizaje-despegue en el panel inferior, indicada por una duración del trabajo positivo mayor que la del trabajo negativo (es decir, por $T_{push} > T_{brake}$), depende de la diferencia en la fuerza: menor durante el trabajo positivo y mayor durante el trabajo negativo. Esta diferencia sería nula en un rebote elástico ideal. Se puede observar que la asimetría de rebote elástico (t_{ce}/t_{ae}) aumenta con la velocidad de carrera, mientras que la asimetría de aterrizaje-despegue (T_{push}/T_{brake}) disminuye con la velocidad.

En el estudio de (Da Rosa et al., 2019) se evidencia que la relación t_{ce}/t_{ae} es un parámetro más sensible para identificar a un grupo de corredores con mejor rendimiento que las clásicas variables utilizadas tiempo de contacto y tiempo aéreo, lo que se podría interpretar como un mejor uso de la energía mecánica elástica. Núñez Lisboa et al., 2024 evidencio que la relación t_{ce}/t_{ae} también tiene vinculación con el tipo de estímulo hacia el tren inferior en la práctica y entrenamiento deportivo. En este estudio se comparó a un grupo de futbolistas y un grupo de nadadores en la carrera a diferentes velocidades de carrera (3.9, 4.4 y 5.0 $m \cdot s^{-1}$). Se encontró que los futbolistas tenían valores de k_{vert} significativamente mayores en comparación al grupo de nadadores. Así también ocurrió que los futbolistas tenían valores de F_v y una relación t_{ce}/t_{ae} menor con respecto a los nadadores. Esto sugiere que analizar las asimetrías de la carrera podría ser útil en la identificación de modelos con mayor o menor k_{vert}, entregando una interpretación del uso de energía mecánica durante la carrera y la capacidad elástica del sistema.

Asimetría entre aterrizaje y despegue

En el análisis cinético del paso de la carrera, el conocimiento del tiempo de frenado (T_{brake}) y el tiempo de empuje (T_{push}) es fundamental, ya que estas fases reflejan directamente la interacción de fuerzas entre el corredor y el suelo y la gestión de la energía del CM. Un paso de la carrera se define como el tiempo que existe desde que la plataforma de fuerza comienza a censar una carga igual o mayor al peso del sujeto hasta que la fuerza censada es menor al peso del sujeto. Durante este tiempo ocurren dos eventos, la desaceleración vertical del CM, donde ocurre la absorción de la energía mecánica (T_{brake}) y posteriormente la aceleración vertical del CM, donde se puede liberar parte de la energía almacenada (T_{push}). Durante el contacto inicial del pie con el suelo existe una manifestación de energía mecánica negativa (ver figura 3) para que luego en la segunda mitad exista una

producción positiva de energía mecánica. Esta manifestación de disminución y aumento de la energía mecánica se ha vinculado con la parte baja de la oscilación vertical del CM (F_v>BW), donde se acumularía energía en forma de energía potencial elástica para luego poder ser reutilizada en la acción de empuje posterior. El tiempo en el cual ocurre este evento se ha denominado T_{brake}. Por su contraparte, en la segunda parte de la oscilación del CM por debajo del punto de equilibrio, existe una manifestación de energía positiva la que se vincula con el empuje del pie contra el suelo. El tiempo en el cual ocurre este evento se ha denominado T_{push}. Mientras que el tiempo de contacto y frecuencia de pasos son variables que se han utilizado comúnmente para explicar rendimiento y economía de la carrera, no reflejarían de manera integral la función del sistema, dejando fuera de ese análisis la capacidad elástica. El estudio de Núñez Lisboa et al., 2024 mostró que un grupo de futbolistas manifestaron un T_{push} mayor al de un grupo de nadadores en diferentes velocidades de carrera evaluadas (3.9, 4.4 y 5.0 $m \cdot s^{-1}$). Lo anterior sugiere que también existe una diferencia en la capacidad elástica del tren inferior relacionada al tipo de estímulo de la práctica y entrenamiento deportivo.

La figura 3 que se muestra a continuación ayuda al entendimiento de las variables nombradas recientemente:

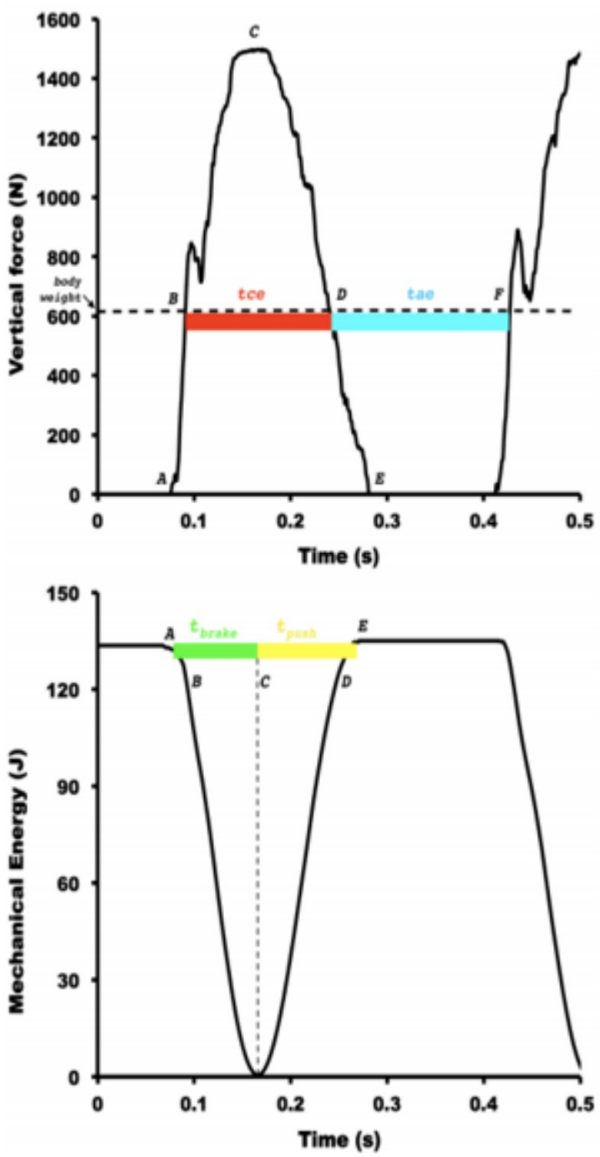


Figura 3. Figura representativa de la fuerza de reacción del suelo, energía mecánica del CM externa y las dos asimetrías principales de la carrera (t_{ce}/t_{ae} y T_{brake}/T_{push}) del modelo de resorte elástico del tren inferior durante una medición a 13 km h^{-1} (Da Rosa et al., 2019).

De acuerdo con los estudios de (Cavagna, 2010; Núñez Lisboa et al., 2024) la importancia de medir los tiempos de expresión de energía mecánica del CM permite conocer información relevante con respecto a la estrategia del sistema neuromuscular frente a la interacción mecánica y gestión de cargas del pie con el suelo en cada paso de la carrera. Eso podría ser vinculado al rendimiento como lo muestra (Burns et al., 2021; Da Rosa et al., 2019) en los grupos de alto y bajo rendimiento con las variables k_{vert}, T_{brake}, T_{push}.

Trabajo mecánico externo del centro de masa

El trabajo mecánico realizado para mantener la locomoción se puede dividir en trabajo mecánico externo e interno. Esta división se deriva del teorema de Koenig, el cual postula que la energía cinética total de un sistema de partículas está dada por la suma de (1) la energía cinética de un punto que se mueve en el espacio, el cual es representativo de la masa de todo el sistema (W_{ext}) y (2) la energía cinética asociada al movimiento de las partículas respecto al CM (W_{int}). Durante la locomoción del cuerpo humano, se realiza un trabajo *externo positivo y negativo* (W_{ext}^{+}, W_{ext}^{-}) los cuales se generan por la interacción de las fuerzas externas sobre el movimiento del CM. Durante el contacto del pie con el suelo el CM comienza a disminuir su altura en una fase de acumulación de energía W_{ext}^{-} para luego volver a ser impulsado hacia arriba en una fase de liberación de energía W_{ext}^{+}(Cavagna, 2010). El tiempo que demora en ocurrir cada una esas fases se denominan T_{brake} y T_{push} respectivamente.

Lo anterior adquiere relevancia en la interpretación de la información que entrega el cálculo de T_{brake} y T_{push}**.** Conociendo el tiempo que demora el CM en desacelerar durante la primera parte del contacto con el pie en el suelo (T_{brake}) y cuanto demora en acelerar desde el punto más bajo de su trayectoria hasta que $F_v < BW$ se puede estudiar la estrategia del sistema neuromuscular de control y manifestación de la fuerza del cuerpo analizado (sujeto). Como se aprecia en la figura 2 (panel inferior) estas variables temporales de la fuerza (T_{brake} y T_{push}) en velocidades de carrera bajas son dispares, sin embargo, con el aumento de la velocidad tienden a igualarse (Cavagna, 2006). De esta forma, un sistema que es simétrico en la relación de estas variables temporales, se podría especular que posee una buena función del almacenamiento y uso de la energía potencial elástica (Cavagna, 2010; Da Rosa et al., 2019).

Rigidez vertical, la carrera humana y el daño muscular inducido por ejercicio

La carrera humana, un complejo acto de locomoción, ha sido elegantemente simplificada mediante el modelo de masa-resorte. Este modelo conceptualiza la pierna como un resorte elástico sobre el cual rebota el centro de masa del cuerpo, destacando la importancia del almacenamiento y liberación de energía elástica para la eficiencia del uso de la energía. Si bien la k_{vert} es una variable central de este modelo, un análisis más profundo de las asimetrías temporales inherentes al ciclo de rebote ofrece una perspectiva matizada y valiosa para interpretar el rendimiento en la carrera (Cavagna, 2009; Da Rosa et al., 2019). Diversos estudios se han desarrollado para valorar distintos

tipos de rigidez y relacionarlos con otras variables de rendimiento. En el estudio de Rogers et al. 2017 se evaluó la rigidez del tendón de Aquiles (k_T), la rigidez de la pierna (k_{leg}) en esprint y la k_{vert} durante cinco saltos consecutivos a 11 corredores de media distancia (800 – 5000mts) hombres altamente entrenados. Se encontró una relación altamente positiva (r = 0.92) entre k_{vert} y k_{leg}. Junto a lo anterior, se llegó a la conclusión que una mayor rigidez del tendón de Aquiles está asociada a un menor consumo de energía durante una velocidad de carrera submáxima. Así sugirieron que las mejoras en la recuperación de la energía elástica del tendón contribuirían al aumento de la propulsión sin un costo metabólico adicional. Los hallazgos de este estudio en conjunto sugieren que los corredores con mayor rigidez k_T y mayor k_{vert} en los saltos unilaterales poseen una mayor economía de carrera. Este hallazgo le otorga un valor importante a la medición de k_{vert} , para de esta forma interpretarlo y relacionarlo con el rendimiento en carrera en corredores hombres de media distancia altamente entrenados (Rogers et al., 2017).

En otro estudio de Spurrs et al. 2003 se encontró que la aplicación de un programa de entrenamiento pliométrico de seis semanas en 17 corredores hombres de distancia evidenció mejoras en la economía de carrera y fuerza máxima de la pantorrilla en distintas intensidades sin encontrar diferencias significativas en variables como VO_{2max} o umbral de lactato. De estos hallazgos se puede interpretar que la mejoría se podría atribuir a un mejoramiento en la capacidad de producción de fuerza reactiva, asociado a una mayor rigidez en el complejo de la pierna, lo que disminuiría el costo energético asociado a la carrera (Spurrs et al., 2003).

Por todo lo anterior, resulta necesario conocer cómo el sistema de resorte elástico y sus variables asociadas a la capacidad elástica del sistema (k_{vert}, t_{ce}, t_{ae}, T_{push}, T_{brake}) se modifican como respuesta al DMIE. Comprender estos cambios permite interpretar con mayor precisión los efectos del daño muscular sobre la mecánica del tren inferior y proporciona información clave para orientar la prescripción y periodización del entrenamiento, especialmente en disciplinas donde el rendimiento depende de una adecuada reutilización de la energía elástica.

4. DISEÑO METODOLÓGICO

Pregunta de investigación

¿Cómo responde el sistema de resorte elástico del tren inferior durante la carrera, de manera aguda y hasta 72 horas, al daño muscular inducido por una sesión única de ejercicio excéntrico en cicloergómetro en adultos sanos?

Objetivo general

Investigar el efecto de una sesión única de daño muscular inducido por ejercicio excéntrico sobre el sistema mecánico de rebote y la asimetría del tren inferior durante la carrera.

Objetivos específicos

a. Determinar la k_{vert} durante la carrera a 10, 12, 14, 16 y 18 km h^{-1} de forma aguda, 24h, 48h y 72h posterior a una sesión única de daño muscular inducido por ejercicio excéntrico.
b. Determinar valores de parámetros temporo-espaciales t_{ce}, t_{ae}, T_{push}, T_{brake}, periodo del paso en la carrera, tiempo de contacto, tiempo aéreo y "Delta y" a 10, 12, 14, 16 y 18 km h^{-1} de forma aguda, 24h, 48h y 72h posterior a una sesión única de daño muscular inducido por ejercicio excéntrico.
c. Determinar el comportamiento de la fuerza vertical peak de freno y empuje del paso de la carrera a 10, 12, 14, 16 y 18 km h^{-1} de forma aguda, 24h, 48h y 72h posterior a una sesión única de daño muscular inducido por ejercicio excéntrico.

Hipótesis de trabajo

El daño muscular inducido por la sesión de cicloergómetro excéntrico provocará un aumento agudo de k_{vert} y sus componentes de asimetría, el cual es reversible a medida que incrementa el tiempo de recuperación

Hipótesis nula

La respuesta aguda del sistema músculo esquelético del tren inferior, tras el daño muscular inducido por ejercicio excéntrico, no tendrá efectos en la k_{vert} del sistema.

Materiales y métodos

Diseño del estudio

El diseño del estudio es de tipo cuantitativo, experimental, prospectivo. El estudio constó de 5 sesiones en días consecutivos.

Universo: Hombres entre 18 y 35 años

Población: Varones sanos sin entrenamiento de fuerza del tren inferior en los últimos 6 meses

Muestra: la muestra estará constituida por 10 hombres sanos, entre 18 y 35 años, que no realicen de manera frecuente entrenamiento de fuerza del tren inferior en los últimos 6 meses antes del inicio de la investigación. El cálculo del tamaño muestral se hizo mediante el software G-Power 3.1. De esta forma, considerando un poder de análisis 0.95 y una probabilidad de error tipo 1 α igual a 0.05, 10 sujetos eran suficientes para este estudio. De acuerdo a la búsqueda de evidencia científica, la investigación de Khassetarash et al., (2022) y la variable "tiempo de contacto" se usaron como referencia para el cálculo del tamaño muestral.

Criterios de selección: hombres sanos de 18 a 35 años, sin lesiones del tren inferior que comprometan la capacidad del sujeto de realizar una carrera en cinta instrumentalizada, sin realización de entrenamiento de fuerza de manera frecuente del tren inferior en los últimos 6 meses antes del inicio del estudio y sin consumo de fármacos o suplementos de manera regular. La muestra del estudio estuvo compuesta exclusivamente por participantes hombres, con el objetivo de reducir la variabilidad biológica asociada a las fluctuaciones hormonales del ciclo menstrual. La evidencia indica que las variaciones en estrógenos y progesterona pueden influir en la magnitud del daño muscular inducido por ejercicio y en los procesos de recuperación, afectando la validez interna de los resultados. De este modo, la inclusión de una población masculina permitió un mayor control experimental y una interpretación más precisa de los efectos del protocolo aplicado. (Elliott-Sale et al., 2021).

Metodología

En la primera sesión se hizo la presentación de la investigación a los participantes, de forma posterior se entregó y firmó el documento de consentimiento informado. Si el participante estaba de acuerdo, en esa misma sesión se realizó un test de medición de potencia máxima aeróbica en

cicloergómetro ($PO_{máx}$), para el cuál fue utilizado un protocolo probado en estudios anteriores similares a este (Jannas-Vela et al., 2023; Peñailillo et al., 2013). Si la persona en ese momento no podía realizar la prueba se reagendaría una cita para el inicio del estudio.

La segunda sesión se realizó el día siguiente (24hrs posterior a la sesión 1) la cual consistió en la toma de datos de la cinética de la carrera del participante y medición basal de dolor muscular (EVA) y umbral mecánico doloroso (UMD). Posterior a la medición de la carrera se llevó al participante a la sala donde realizaría el protocolo de daño muscular en cicloergómetro excéntrico (Jannas-Vela et al., 2023). Inmediatamente posterior a la sesión de daño muscular se volvió a medir al participante el dolor muscular, UMD y la carrera en el tapiz rodante, en las mismas velocidades de la primera sesión, con la sujeción de su cuerpo mediante arnés de seguridad durante 20 a 30s.

En la tercera, cuarta y quinta sesión, que corresponde a las 24, 48 y 72 horas posteriores al ejercicio excéntrico se realizó la misma medición de dolor muscular, UMD y de la carrera en tapiz rodante, con las mismas medidas de seguridad, velocidades y tiempo de descanso.

Test incremental: determinación de la $PO_{máx}$

La prueba comenzó con los sujetos pedaleando a 50 w por 2 minutos, seguido de un aumento de la potencia en 25w cada minuto hasta el agotamiento voluntario en el cicloergómetro concéntrico. De manera simultánea se controló la frecuencia cardiaca y el esfuerzo percibido en una escala visual de BORG. La medición de la frecuencia cardíaca se realizó mediante la cinta pectoral Polar H10. Se alentó verbalmente a los sujetos durante la prueba para mantener la cadencia requerida 60 revoluciones por minuto (rpm) y lograr su máximo esfuerzo.(Jannas-Vela et al., 2023)

Protocolo de daño muscular en cicloergómetro excéntrico

La sesión de daño muscular se realizó a 60 rpm al 100% de la $PO_{máx}$ CON durante 30 minutos (Jannas-Vela et al., 2023). La prueba se realizó en un cicloergómetro excéntrico que contiene un motor el cual mueve los pedales en la forma opuesta a la tradicional (Eccentric Trainer, Metitur, Finlandia). El cicloergómetro tiene un sistema de retroalimentación visual el cual fue utilizado por el sujeto para determinar la potencia que debía mantener durante la prueba. Previo al inicio del protocolo se realizó una familiarización de 5 minutos a 30 rpm intentando acercarse a la resistencia a realizar.

Cinética de la carrera: medición de variables en tapiz rodante

La medición de las variables cinéticas y temporales de la carrera se realizó en un tapiz rodante con plataformas de fuerza integradas (Treadmill: Hp/Cosmos, Germany; Force platform: Arsalis, Bélgica). Se evaluó al participante en la sesión dos, previo y posterior a la sesión de daño muscular, y en las sesiones tres, cuatro y cinco (24, 48 y 72 hrs posteriores a la sesión de daño muscular). Antes de la primera medición, se realizó una familiarización de carrera a 10km h^{-1}, con un arnes de sujeción como medida protectora en caso de caída, luego de eso se esperó 2 minutos para hacer la primera medición. El participante realizó cada medición en todas las velocidades durante 20 a 30s. Se dejó un tiempo de descanso entre mediciones de 2 minutos (J.B. Morin et al., 2005)

Dolor muscular

Para cuantificar el dolor se utilizó la escala visual análoga. Esta se compone de una línea horizontal o vertical sencilla de generalmente 100 mm de longitud. En un extremo contiene la descripción “Ningún dolor” y “Máximo dolor” en el otro. La puntuación puede variar de 0 a 100 mm. De 0-4 mm indican que no hay dolor, 5-44 mm dolor leve, 45-74 mm dolor moderado y las puntuaciones ≥ 75 mm indican dolor grave (Upadhyay et al., 2014). La evaluación se realizó pidiéndole al participante que se parara y sentara 3 veces de una silla de 42cm y respondiera de acuerdo con la percepción dolorosa en el muslo por anterior (Cuádriceps). También fue medido el umbral mecánico doloroso mediante el uso de algómetro de presión digital (Force One FDIX, Wagner, USA). Para la evaluación de extensores de rodilla se midió el vasto medial (VM) a 80% de distancia entre la espina iliaca anterosuperior (EIAS) y borde medial de la patela. Se aplicó presión gradual hasta que el participante manifestase la primera sensación de dolor. El promedio de las 3 medidas fue utilizado para los análisis.

Variables del estudio

Variables independientes

- Velocidad de la carrera en tapiz rodante: 10, 12, 14, 16 y 18 km h^{-1}
- Temporalidad de la medición: inmediatamente posterior, 24h, 48h y 72h posteriores a la sesión única de daño muscular

Variables dependientes

- K_{vert} (rigidez vertical)
- Peak F_{v1} freno (primer peak de fuerza cuando el pie está en el suelo)

- Peak F_{v2} empuje (segundo peak de fuerza cuando el pie está en el suelo)

- T_{brake} (tiempo en el cual se realiza un trabajo mecánico negativo W^- durante el contacto del pie con el suelo)
- T_{push} (tiempo en el cual se realiza un trabajo mecánico positivo W^+ durante el contacto del pie con el suelo)
- T_{ce} (tiempo de contacto del pie en el suelo en el cual la fuerza vertical es mayor al peso corporal, $F_v > Bw$)
- T_{ae} (tiempo de vuelo del pie durante el cual la fuerza vertical es menor al peso corporal, $F_v < Bw$)
- DOMS (delayed onset muscular soreness) dolor muscular percibido
- UMD (Umbral doloroso mecánico. Reportada como la primera sensación dolorosa ante un estímulo mecánico de presión)
- Tc (tiempo desde el cual la plataforma de fuerza comienza a censar una fuerza sobre ella hasta que deja de hacerlo)
- Ta (tiempo en el cual la plataforma de fuerza no censa carga sobre ella. Tiempo en el cual el pie está en el aire)
- Periodo del paso (tiempo entre la primera carga de fuerza de un pie censada por la plataforma de fuerza hasta la primera carga de fuerza censada del mismo pie del siguiente paso)
- Delta y (diferencia máxima expresada en metros entre la altura del CM cuando entra el pie entra en contacto con el suelo y cuando lo deja)

5. ANÁLISIS DE DATOS

La fuerza vertical (F_v), así como su componente lateral y anterior fueron registradas a una frecuencia de 1000 Hz durante los 10 últimos segundos de cada velocidad de carrera evaluada mediante el software del instrumento 3D Force Plate. El valor de las variables peak Fuerza vertical 1, peak Fuerza vertical 2, Periodo del paso, Tiempo de contacto, Tiempo aéreo, k_{vert}, Tiempo de empuje, Tiempo de frenado, Tiempo de contacto efectivo y Tiempo aéreo efectivo fue obtenido mediante el software LabView (Núñez Lisboa et al., 2024).

Medición del mecanismo de rebote de la carrera

Los pasos de los participantes fueron obtenidos de la curva F_v-tiempo de cada sujeto para cada velocidad (Figura 4).

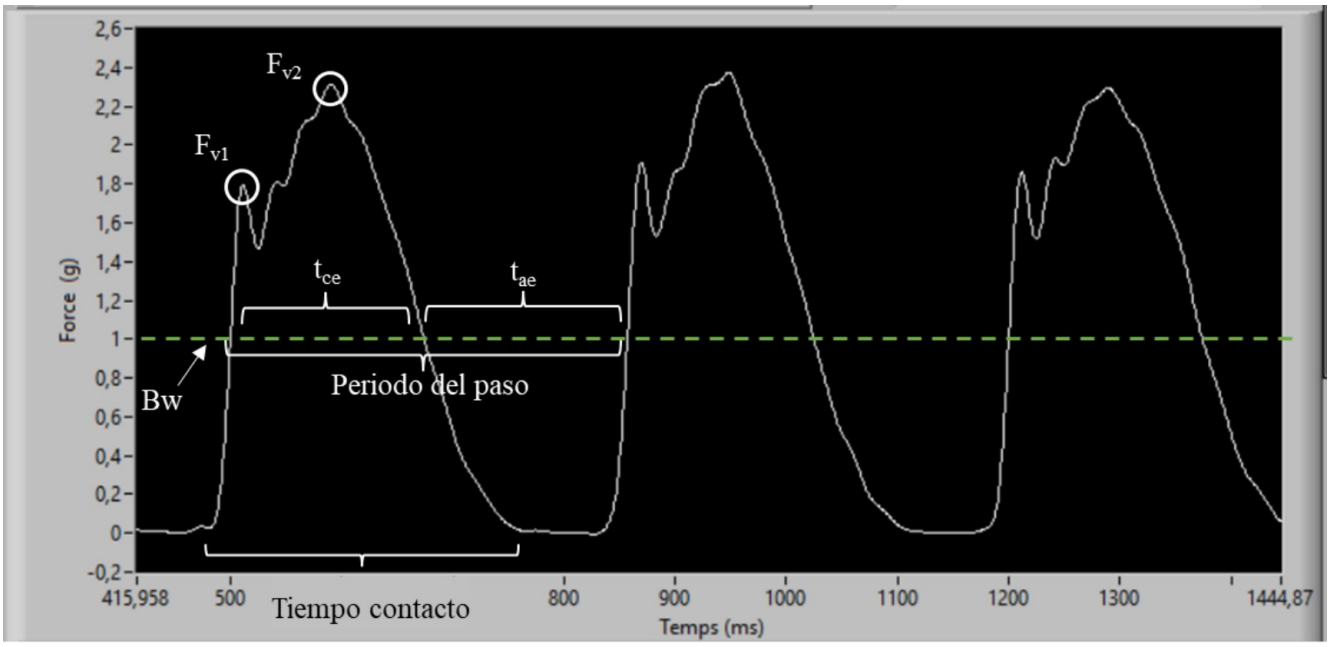


Figura 4. Imagen ilustrativa de software LabView y representación gráfica de variables cinéticas y temporoespaciales.

El tiempo de contacto efectivo (t_{ce}) fue el periodo donde F_v > BW y el tiempo aéreo efectivo (t_{ae}) fue el periodo donde F_v < BW (Cavagna, 2010). El tiempo de empuje (T_{push}) y tiempo de freno (T_{brake}) se definen como la duración de las fases de energía positiva y negativa, respectivamente, mientras el pie está en contacto con el suelo.

Rigidez vertical del CM

En cada paso, se midió el segundo pico (Peak F_{v2}) de F_v, también llamado pico "activo" (Lieberman et al., 2010). Luego, se determinó el rango de desplazamiento vertical del centro de masa (Sv) durante el t_{ce}, denotado como Δy. Finalmente, la k_{vert} se calculó según Butler et al. (2003) como: $k_{vert} = F_{max} / \Delta y$.

Peak F_{v1} y F_{v2}

Durante el paso (de contacto del pie hasta salida del pie) se identificó el peak fuerza vertical de aterrizaje, llamada en este estudio PeakF_{v1}. Posteriormente, y bajo la misma ventana de tiempo del paso, se identifica el segundo peak de fuerza vertical, llamada en este estudio PeakF_{v2} (Nunez-

Lisboa et. al, 2021). Ambos peaks fueron relativizados por el peso corporal para hacer su correspondiente comparación inter-sujetos (Fig. 4).

Asimetrías de la carrera

Los pasos se dividieron de acuerdo con las curvas de F_v en función del tiempo a cada velocidad (Figura 4). El tiempo efectivo en el aire (t_{ae}) se definió como el período durante el cual la fuerza vertical F_v es menor que el peso corporal ($F_v < BW$) (Cavagna et al., 1988), y el t_{ce} como el período durante el cual F_v es igual o mayor al peso corporal ($Fv \geq BW$) (Figura 4). El período del paso (T) se calculó entonces como $T = t_{ce} + t_{ae}$. Los períodos T_{push} y T_{brake} se definieron como la duración de las fases positiva y negativa de la energía del centro de masa, respectivamente. El tiempo aéreo fue calculado como la diferencia entre periodo del paso y el tiempo de contacto. (Núñez Lisboa et al., 2024)

Todos los participantes firmaron un consentimiento informado previo al estudio donde confirmaron su participación voluntaria en conocimiento de las condiciones de la investigación. Este estudio está aprobado por el comité de ética de la Universidad Finis Terreae en su resolución (resolución exenta N°002681) y realizado en concordancia con la declaración de Helsinki.

Estadística

Recolección de datos

Los antecedentes personales se recolectaron en una ficha de datos. Los datos del cálculo de las variables cinéticas y temporo espaciales de la carrera fueron recolectadas mediante el software 3D-Force Plate. Se utilizó el programa LabView (Núñez Lisboa et al., 2024) para la obtención de los datos, los cuales fueron posteriormente tabulados en el programa Microsoft Excel y GraphPad Prism 9 (Prism, California, USA).

Análisis estadístico

Los datos fueron obtenidos desde el software (LabView) en su media y desviación estándar. El análisis de la normalidad de los datos se realizó mediante la prueba de Kolmogórov-Smirnov ($p<0.05$) para todas las variables dependientes. Para el análisis estadístico de las variables se realizó una prueba Anova de una vía con medidas repetidas para comparar la interacción de las variables en los distintos puntos temporales con relación a la sesión única de daño muscular (inmediatamente posterior, 24h, 48h y 72h posteriores). Si se encontraba un efecto significativo de grupo, se realizó

una prueba post-hoc utilizando el test de Bonferroni. Para el análisis de las variables se utilizó el software GraphPad Prism 9 (Prism, California, USA). El valor de significancia establecido fue de $p < 0.05$.

6. RESULTADOS

La estadística de las variables cinéticas y temporales se llevó a cabo con los datos de 10 participantes que completaron el estudio, mientras que la estadística de las variables de medición del dolor (EVA y UMD) se llevaron a cabo con la información de 9 sujetos. La edad promedio del grupo es 29.4 ± 2.71 años, el promedio de peso es de 81.4 ± 11.08 kg, la talla promedio es de 1.82 ± 0.04, el IMC promedio es 24.95 ± 3.04 m/kg^2. A continuación se presentan los datos en la tabla 1:

Tabla 1: *Características antropométricas de la muestra*

Variable	Promedio ± DE
Edad (años)	29.4 ± 2.71
Peso (kg)	81.4 ± 11.08
Estatura (m)	1.82 ± 3.04
IMC (kg/m^2)	24.95 ± 3.04
Sexo	Masculino
Sujetos	10

La tabla 1 muestra el valor de las variables descriptivas de la población de estudio en sus promedios y desviación estándar (± DE).

Rigidez vertical

Existe un efecto de la temporalidad con respecto a la sesión de daño muscular significativo en la variable k_{vert} en la velocidad de carrera 18km h^{-1}; $F_{(2.27, 20,47)} = 3.59$, p=0.04 y una diferencia significativa entre k_{vert} de las 24h versus 72h posterior a la sesión de daño muscular (k_{vert} =381.0 Nm^{-1}, k_{vert} =362.6 Nm^{-1}, respectivamente). En 10km h^{-1} $F_{(2.01, 18.12)} = 2.56$, p=0.10 (Figura 1, panel A, material suplementario). En 12km h^{-1} $F_{(1.57, 14.15)} = 2.94$, p=0.09 (Figura 1, panel B, material suplementario). En 14km h^{-1} $F_{(2.09, 18,81)} = 2.92$, p=0.07 (Figura 1, panel C, material suplementario). En 16km h^{-1} $F_{(2.34, 21.07)} = 1.54$, p=0.23 (Figura 1, panel D, material suplementario).

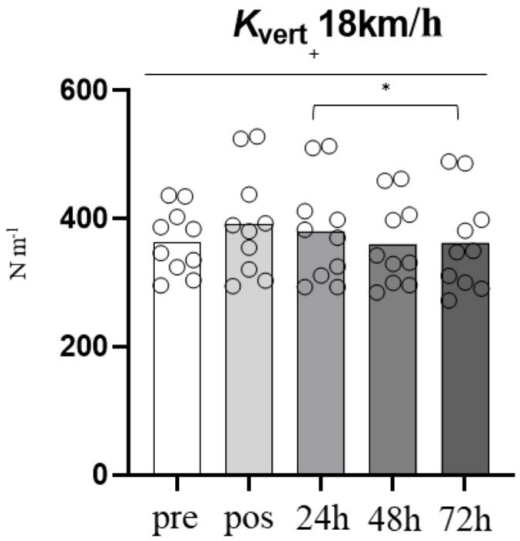


Figura 5. Gráfico de comparación de medias de la variable k_{vert} en velocidad de carrera 18km/h^{-1}. En k_{vert} 18 km h^{-1} efecto significativo "*****" entre k_{vert} 24h vs k_{vert} 72h (p=0.01). ANOVA de una vía con efecto significativo de la temporalidad con respecto a la sesión de daño muscular en velocidad de carrera 18km h^{-1} (p=0.04).

Peak fuerza vertical de freno

Se reveló un efecto de la temporalidad con respecto a la sesión de daño muscular significativo en la variable PeakF_{v1} en la velocidad de carrera de 14km h^{-1} (p = 0.0249). Al buscar diferencias entre las distintas condiciones temporales mediante post hoc Bonferroni no se encontraron diferencias significativas entre grupos (p> 0.05). PeakF_{v1} en 10km h^{-1} $F_{(1.99, 17.95)}$ = 1.09 (Figura 2, panel A, material suplementario), p=0.36. En 12km h^{-1} $F_{(1.88, 16.91)}$ = 2.47, p=0.12 (Figura 2, panel B, material suplementario). En 16km h^{-1} $F_{(2.22, 19.94)}$ = 3.28, p=0.05 (Figura 2, panel D, material suplementario). Y en 18km h^{-1} $F_{(2.16, 19.47)}$ = 2.27, p=0.13 (Figura 2, panel E, material suplementario).

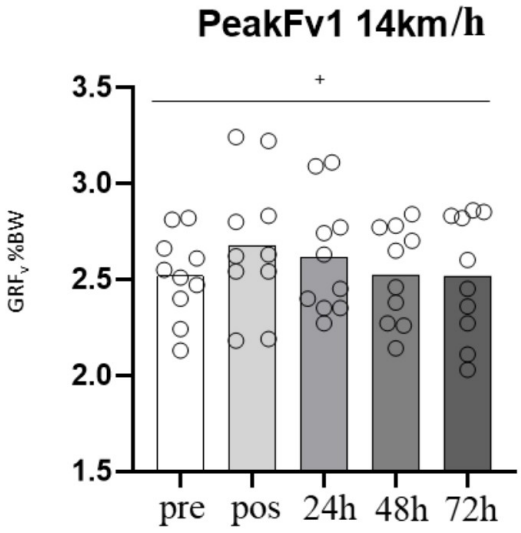


Figura 6. Gráfico de comparación de PeakF$_{v1}$ en velocidad de carrera de 14km h^{-1}. Interacción de grupos por tiempo en velocidad de carrera de 14km h^{-1}. Los puntos muestran los valores de cada sujeto y la barra muestra la media del grupo por condición. +: diferencia significativa en Anova ($p<0.05$).

Peak fuerza vertical de empuje

En el análisis mediante Anova de una vía no encontró un efecto de temporalidad con respecto a la sesión de daño muscular significativo en la variable PeakF$_{v2}$ en las diferentes velocidades de carreras analizadas. En 10km h^{-1} $F_{(2.39, 21.49)} = 1.36$, $p=0.28$ (Figura 3, panel A, material suplementario). En 12km h^{-1} $F_{(2.06, 18.50)} = 1.78$, $p=0.19$ (Figura 3, panel B, material suplementario). En 14km h^{-1} $F_{(2.29, 20.56)} = 3.02$, $p=0.06$ (Figura 3, panel C, material suplementario). En 16km h^{-1} $F_{(1.96, 17.68)} = 2.4$, $p=0.12$ (Figura 3, panel D, material suplementario). En 18km h^{-1} $F_{(2.22, 19.97)} = 1.1$, $p=0.37$ (Figura 3, panel E, material suplementario).

Tiempo de freno del centro de masa

La variable T_{brake} cuando se analizó con la herramienta Anova de una vía no encontró un efecto de la temporalidad con respecto a la sesión de daño muscular significativo en la variable T_{brake} en las diferentes velocidades de carreras analizadas. En 10km h^{-1} $F_{(1.73, 15.64)} = 0.33$, $p=0.74$ (Figura 9, panel A, material suplementario). En 12km h^{-1} $F_{(2.13, 19.18)} = 2.02$, $p=0.15$ (Figura 9, panel B, material suplementario). En 14km h^{-1} $F_{(2.3, 20.65)} = 1.15$, $p=0.34$ (Figura 9, panel C, material

suplementario). En 16km h^{-1} $F_{(2.87, 25.84)} = 0.45$, p=0.71 (Figura 9, panel D, material suplementario). En 18km h^{-1} $F_{(2.28, 20.54)} = 0.96$, p=0.41 (Figura 9, panel E, material suplementario).

Tiempo de empuje del centro de masa

El Anova de una vía encontró un efecto de la temporalidad de la medición con respecto a la sesión de daño muscular significativo sobre la variable T_{push} en la velocidad de carrera 10km h^{-1} $F_{(1.83, 16.43)} = 5.34$, p=0.01 y 12km h^{-1} $F_{(1.97, 17.73)} = 4.37$, p=0.02. La variable no mostró diferencias significativas entre condiciones temporales en ninguna de las velocidades 10km h^{-1} y 12km h^{-1}. (post hoc Bonferroni p>0.05).

En las otras velocidades de carrera la variable T_{push} no presentó una diferencia estadísticamente significativa (p> 0.05). En 14km h^{-1} $F_{(3.03, 27.28)} = 1.47$, p=0.24 (Figura 10, panel C, material suplementario). En 16km h^{-1} $F_{(2.59, 23.29)} = 1.50$, p=0.24 (Figura 10, panel D, material suplementario). Y en velocidad de carrera 18km h^{-1} $F_{(3.15, 28.38)} = 1.99$, p=0.13 (Figura 10, panel E, material suplementario).

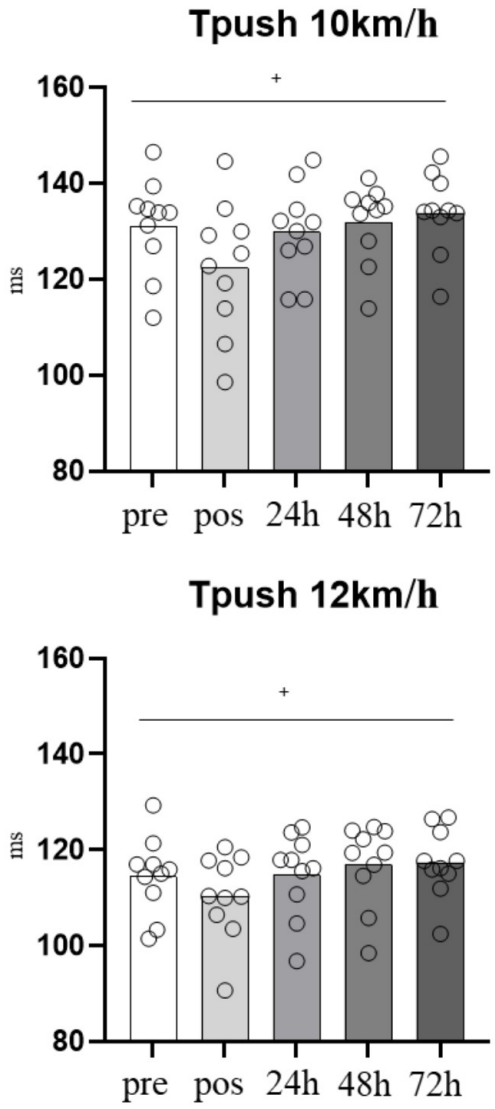


Figura 7. Gráfico de comparación entre tiempos de medición de T_{push} en velocidades de carrera 10 km h^{-1} (panel superior) y 12 km h^{-1} (panel inferior). Interacción de grupos por tiempo en velocidad de carrera de 10 km h^{-1} (panel superior) y 12 km h^{-1} (panel inferior). Los puntos muestran los valores de cada sujeto y la barra muestra la media del grupo por condición. +: diferencia significativa en Anova ($p<0.05$).

Tiempo de contacto efectivo

La prueba estadística de Anova de una vía encontró un efecto de la temporalidad con respecto a la sesión de daño muscular significativo, en la variable t_{ce} en velocidad de carrera 12km h^{-1} $F_{(2.24,\ 20.17)} = 3.44$, $p=0.04$. El cambio de la variable refleja la máxima diferencia durante las

primeras 24h disminuyendo en un 1.99% respecto del valor basal. En las otras velocidades de carrera la variable t_{ce} no presentó una diferencia estadísticamente significativa (p> 0.05). En 10km h^{-1} $F_{(1.31,\ 11.76)} = 0.67$, p=0.46 (Figura 6, panel A, material suplementario). En 14km h^{-1} $F_{(3.23,\ 29.02)} = 2.52$, p=0.07 (Figura 6, panel C, material suplementario). En 16km h^{-1} $F_{(2.09,\ 18.81)} = 1.83$, p=0.18 (Figura 6, panel D, material suplementario). En 18km h^{-1} $F_{(2.56,\ 23.02)} = 1.52$, p=0.23 (Figura 6, panel E, material suplementario).

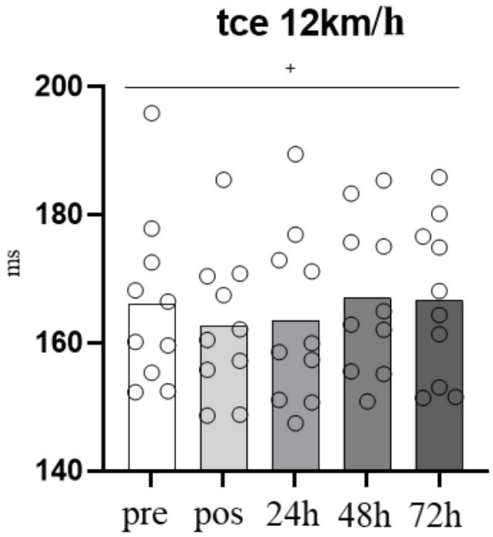


Figura 8. Gráfico de comparación entre tiempos de medición de t_{ce}, en velocidad de carrera de 12 km h^{-1}. Interacción de grupos por tiempo en velocidad de carrera de 12 km h^{-1}. Los puntos muestran los valores de cada sujeto y la barra muestra la media del grupo por condición. +: diferencia significativa en Anova (p<0.05)

Tiempo aéreo efectivo

La prueba estadística de Anova de una vía no reveló un efecto significativo con respecto a la temporalidad de la medición sobre la variable t_{ae} en las diferentes velocidades de carreras analizadas. Específicamente en 10km h^{-1} $F_{(2.57,\ 23.15)} = 0.40$, p=0.72 (Figura 7, panel A, material suplementario). En 12km h^{-1} $F_{(1.70,\ 15.33)} = 1.92$, p=0.18 (Figura 7, panel B, material suplementario). En 14km h^{-1} $F_{(2.49,\ 22.45)} = 0.51$, p=0.64 (Figura 7, panel C, material suplementario). En 16km h^{-1} $F_{(2.40,\ 21.57)} = 0.92$, p=0.43 (Figura 7, panel D, material suplementario). En 18km h^{-1} $F_{(2.51,\ 22.61)} = 0.13$, p=0.91 (Figura 7, panel E, material suplementario).

Periodo del paso

La prueba estadística de Anova de una vía no encontró un efecto significativo sobre la variable del periodo del paso en las velocidades de carrera analizadas. En 10 km h^{-1} $F_{(1.49, 13.38)} = 0.82$, p =0.42 (Figura 8, panel A, material suplementario). En 12km h^{-1} $F_{(1.65, 14.81)} = 3.23$, p=0.07 (Figura 8, panel B, material suplementario). En 14km h^{-1} $F_{(3.11, 27.95)} = 1.19$, p=0.33 (Figura 8, panel C, material suplementario). En 16km h^{-1} $F_{(2.52, 22.64)} = 1.03$, p=0.38 (Figura 8, panel D, material suplementario). Y en la velocidad de carrera 18km h^{-1} $F_{(2.45, 22.01)} = 0.50$, p=0.64 (Figura 8, panel E, material suplementario).

Tiempo aéreo

El análisis de la variable t_a no encontró un efecto significativo en la temporalidad de la medición con respecto a la sesión de daño muscular en ninguna de las velocidades de carrera evaluadas. Específicamente, en 10 km h^{-1} $F_{(2.67, 23.99)} = 1.36$, p=0.27 (Figura 5, panel A, material suplementario). En 12km h^{-1} $F_{(2.08, 18.73)} = 1.49$, p=0.25 (Figura 5, panel B, material suplementario). En 14km h^{-1} $F_{(2.23, 20.04)} = 0.48$, p=0.64 (Figura 5, panel C, material suplementario). En 16km h^{-1} $F_{(1.78, 15.98)} = 0.20$, p=0.79 (Figura 5, panel D, material suplementario). Y en los 18km h^{-1} $F_{(2.50, 22.52)} = 0.54$, p=0.62 (Figura 5, panel E, material suplementario).

Tiempo de contacto

No se encontró un efecto significativo en la medición de t_a con respecto a la temporalidad de la sesión de daño muscular en ninguna de las velocidades de carrera analizadas. En la velocidad de carrera de 10km h^{-1} $F_{(2.03, 18.27)} = 2.48$, p=0.11 (Figura 4, panel A, material suplementario). En 12km h^{-1} $F_{(1.82, 16.43)} = 3.57$, p=0.06 (Figura 4, panel B, material suplementario). En 14km h^{-1} $F_{(3.05, 27.50)} = 1.31$, p=0.29 (Figura 4, panel C, material suplementario). En 16km h^{-1} $F_{(2.18, 19.64)} = 0.88$, p=0.44 (Figura 4, panel D, material suplementario). Y en la velocidad de carrera 18km h^{-1} $F_{(2.32, 20.84)} = 2.09$, p=0.14 (Figura 4, panel E, material suplementario).

Desplazamiento vertical del centro de masa

No se encontró un efecto significativo en la medición de “Delta y” con respecto a la temporalidad de la sesión de daño muscular en ninguna de las velocidades de carrera evaluadas. En la velocidad de carrera 10km h^{-1} $F_{(1.72, 15.43)} = 1.03$ p= 0.37 (Figura 14, panel A, material suplementario). En velocidad de carrera 12 km h^{-1} $F_{(2.03, 18.23)} = 1.89$ p=0.18 (Figura 14, panel B,

material suplementario). En la carrera a 14 km h^{-1} $F_{(1.82,\ 16.41)} = 1.47$ p=0.26 (Figura 14, panel C, material suplementario). En 16 km h^{-1} F (2.72, 24.51) = 1.13 p=0.35 (Figura 14, panel D, material suplementario). Y en 18 km h^{-1} $F_{(2.64,\ 23.79)} = 0.69$ p=0.53 (Figura 14, panel E, material suplementario).

Asimetría del rebote elástico del centro de masa y asimetría del rebote en contacto y despegue del suelo

En el análisis de medias de las asimetrías no se encontró un efecto significativo en las temporalidades con respecto a la sesión de daño muscular en las variables asimetría de rebote elástico (t_{ce}/t_{ae}) y aterrizaje-empuje (T_{brake}/T_{push}) en las diferentes velocidades de carreras analizadas. Específicamente t_{ce}/t_{ae}: en 10 km h^{-1} $F_{(2.98,\ 26.79)} = 0.35$, p=0.79 (Figura 11, panel A, material suplementario). En 12km h^{-1} $F_{(2.08,\ 18.70)} = 0.76$, p=0.48 (Figura 11, panel B, material suplementario). En 14km h^{-1} $F_{(2.07,\ 18,66)} = 0.69$, p=0.51 (Figura 11, panel C, material suplementario). En 16km h^{-1} $F_{(1.85,\ 16.63)} = 0.27$, p=0.74 (Figura 11, panel D, material suplementario). En 18km h^{-1} $F_{(2.24,\ 20.11)} = 0.15$, p=0.87 (Figura 11, panel E, material suplementario). Con respecto a T_{brake}/T_{push}: en 10km h^{-1} $F_{(1.90,\ 17.08)} = 3.19$, p=0.06 (Figura 12, panel A, material suplementario). En 12km h^{-1} $F_{(1.82,\ 16.34)} = 3.25$, p=0.06 (Figura 12, panel B, material suplementario). En 14km h^{-1} $F_{(2.49,\ 22.44)} = 1.70$, p=0.20 (Figura 12, panel C, material suplementario). En 16km h^{-1} $F_{(2.64,\ 23.78)} = 0.85$, p=0.47 (Figura 12, panel D, material suplementario). En 18km h^{-1} $F_{(2.75,\ 24.78)} = 1.24$, p=0.31 (Figura 12, panel E, material suplementario).

Dolor muscular de inicio tardío

La prueba estadística de Anova de una vía reveló un efecto significativo para la variable dolor muscular de inicio tardío (DOMS) con respecto a la temporalidad de la sesión de daño muscular $F_{(4,\ 40)} = 12.50$, p<0.0001. Se encuentran hallazgos significativos mediante la prueba post hoc Bonferroni en: DOMS pre/24h (p=0.0002), DOMS pre/48h (p<0.0001), DOMS pre/72h (p=0.0088), DOMS post/48h (p=0.0044) y DOMS 48h/72h (p=0.0304).

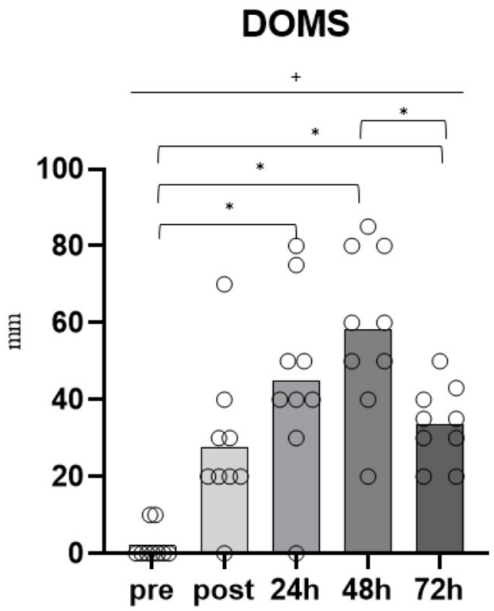


Figura 9. Gráfico de comparación entre tiempos de medición de DOMS. Cambios en la percepción del dolor de inicio tardío en las diferentes temporalidades de medición. +: diferencia significativa en Anova ($p<0.05$). Los asteriscos * muestran diferencias significativas entre grupos mediante post hoc Bonferroni ($p< 0.05$)

Umbral mecánico doloroso

La prueba estadística de Anova de una vía reveló un efecto significativo en el cambio de la variable umbral mecánico de dolor (UMD) en las distintas temporalidades analizadas $F_{(4, 40)} = 2.13$, $p=0.09$. El análisis mediante la herramienta post hoc Bonferroni arroja una diferencia significativa en el dolor muscular entre post y 48h ($p=0.0015$).

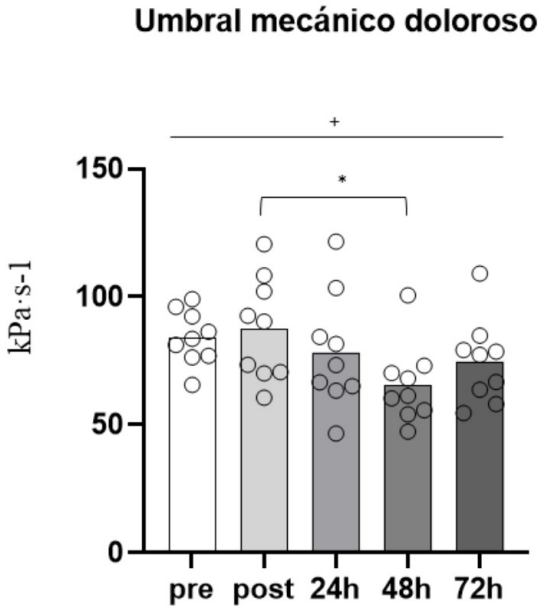


Figura 10. Gráfico comparación entre tiempos de medición de UMD. Cambios en el umbral mecánico doloroso en las diferentes temporalidades de medición. +: diferencia significativa en Anova ($p<0.05$). Los asteriscos * muestran diferencias significativas entre grupos mediante post hoc Bonferroni ($p< 0.05$).

Tabla 2. *Comparación en los tiempos de medición de DOMS y UMD*

	DOMS	**UMD**
Tiempos	Media y DE	Media y DE
pre	$0 \pm 0^{*\Delta\#}$	84.55±10.76
post	$23.33 \pm 18.02^{\pi}$	$85.35 \pm 21.41^{\Phi}$
post24h	$43.33 \pm 21.21^{*}$	77.07±20.16
post48h	$51.11 \pm 22.04^{\Delta\pi\wedge}$	$65.61 \pm 15.48^{\Phi}$
post72h	$34.44 \pm 22.56^{\#\wedge}$	73.43±18.81

Los datos se presentan como Media y Desviación Estándar (DE) de las variables DOMS y umbral mecánico doloroso (UMD). Los símbolos ***, #, Δ, π, ^, Φ** reflejan una diferencia estadísticamente significativa ($p<0.05$). * diferencia estadística significativa pre/post24h, $^{\Delta}$ diferencia estadística significativa DOMS pre/post48h, $^{\#}$ diferencia estadística significativa DOMS pre/post72h, $^{\pi}$

diferencia estadística significativa DOMS post/post48h, ^ diferencia estadística significativa DOMS post48h/post72h, Φ diferencia estadística significativa UMD post/post48h.

7. DISCUSIÓN

El objetivo general de este trabajo fue investigar el efecto de una sesión única de DMIE excéntrico sobre el sistema mecánico de rebote y las asimetrías de la carrera del tren inferior. En cuanto a los objetivos específicos estos fueron analizar las variables estudiadas del sistema de masa de resorte: k_{vert}, Peak F_{v1}, PeakF_{v2}, "Delta y" t_{ce}, t_{ae}, T_{brake}, T_{push}, t_c, t_a. Nosotros hipotetizamos que: "El daño muscular inducido por la sesión de cicloergómetro excéntrico provocará un aumento agudo de k_{vert} y sus componentes de asimetría, el cual es reversible a medida que incrementa el tiempo de recuperación". Dicha hipótesis se acepta parcialmente ya que existió un aumento agudo de k_{vert} en la velocidad de carrera 18km h^{-1}. Con respecto a las asimetrías de carrera, estas no presentaron cambios significativos (Figura 1 y 13, material suplementario). Por lo tanto, posteriormente al DMIE el tren inferior modifica su k_{vert} de manera aguda y transitoria solo en condiciones de alta velocidad y demanda mecánica.

Posteriormente al protocolo de DMIE k_{vert} aumentó un 7.5 % respecto al valor basal, aunque este incremento no fue significativo ($p = 0.711$) (Fig. 5). Entre las 24h y 72h posteriores a DMIE, se evidenció una reducción significativa del 4.7 % ($p = 0.0144$) (Fig. 5). El comportamiento en el tiempo (medición post hasta 72h posteriores a DMIE) de k_{vert} sugiere que, en una primera fase, el sistema neuromuscular responde ante el daño del músculo con una estrategia compensatoria de aumento de la rigidez mecánica, posiblemente para preservar la eficiencia mecánica ante una reducción de la capacidad contráctil del tejido muscular. Interesantemente, este hallazgo también ha sido reportado en otros estudios. Degache et al., 2013 , evaluó a 8 corredores posteriormente a una carrera de 5hrs en montaña, evidenciando un aumento agudo de k_{vert}, la cual se sugiere que formaría parte de una estrategia "protectora" del tren inferior posterior al desgaste físico impuesto por la carrera. Además, Giandolini et al. en el 2016 también reportó un cambio en la cinemática del tren inferior, reduciendo el desplazamiento vertical del CM, posteriormente a un protocolo de DMIE. Este cambio sugiere un aumento de la k_{vert} como una estrategia compensatoria. Por último, Khassetarash et al. en el 2022 encontró una disminución de la oscilación vertical del CM, lo que significó un aumento en la frecuencia del paso, un aumento del t_c y una disminución del t_a frente al daño muscular generado tras una sesión de carrera en pendiente negativa. Lo anterior abre la

discusión mecánica, que el cambio agudo de la k_{vert}, en condiciones de alta demanda (velocidad de carrera de 18km h^{-1}), sería parte de una estrategia compensatoria donde el sistema buscaría disminuir la carga sobre el componente contráctil del músculo y depender en mayor proporción del sistema elástico.

El incremento de k_{vert} no se mantiene más allá de las 24h, ya que a las 48h y 72h la k_{vert} retorna progresivamente a valores incluso menores que los basales ($p = 0.4314$; 365 Nm^{-1} vs. 360.1 Nm^{-1}, respectivamente), lo que indica una recuperación de la capacidad contráctil del sistema tras la fase aguda del DMIE, sin evidencia de un deterioro prolongado (Fig. 5). Los cambios en la k_{vert} observados en nuestro estudio sugieren que el tren inferior adapta su estrategia neuromuscular con una recuperación progresiva hacia los valores basales entre las 48 y 72 horas. Este hallazgo indica la presencia de ajustes compensatorios protectores de forma temporal, reflejados en un aumento inicial de la k_{vert} seguido de una recuperación funcional. Por tanto, la k_{vert} podría considerarse un indicador sensible de la respuesta aguda y de la recuperación mecánica, útil para la prescripción y periodización del entrenamiento cuando se manipula la carga excéntrica.

Con respecto a $PeakFv_1$ se observó una modificación en 14km h^{-1} ($p<0.05$). Interesantemente y de manera similar al comportamiento de la variable k_{vert}, se reportó un aumento agudo de forma inmediata de un 6,2% ($p>0.05$), y con un retorno a valores basales en las mediciones posteriores (Fig. 6). A pesar del efecto significativo del tiempo en la condición, el análisis post hoc no reveló diferencias significativas entre los distintos momentos ($p > 0.05$), lo que sugiere una tendencia transitoria más que una alteración sostenida del componente extensor durante la tarea de frenado tras el daño muscular. Este patrón podría ser parte de la estrategia compensatoria inmediata frente al compromiso funcional del sistema musculoesquelético tras el DMIE. Este hallazgo se podría asociar a lo postulado por Lieberman et al., (2010), quien plantea que el componente de frenado (identificado en este estudio como $PeakFv_1$) durante el contacto inicial del pie con el suelo impone una elevada exigencia a la musculatura extensora y a la arquitectura del miembro inferior, especialmente bajo condiciones de mayor carga o fatiga. De hecho, Gandioli y cols. (2016) señalan que, ante fatiga o daño, suelen emerger ajustes en el contacto inicial del pie, observándose una mayor plantiflexión. Este ajuste adelanta la generación del momento extensor en el tobillo, reduce el tiempo hasta el primer pico de fuerza y aumenta la rigidez efectiva de la pierna (k_{leg}), promoviendo un comportamiento más “elástico” del sistema. En ese marco, una mayor plantiflexión en el

contacto inicial puede explicar el incremento transitorio de PeakFv1 y la elevación concomitante de k_{vert} observados inmediatamente post-DMIE, sin sostenerse en las mediciones posteriores (patrón compensatorio agudo). Además, una posición más plantiflexionada favorece el almacenamiento y liberación de energía elástica en el tríceps sural durante el apoyo temprano, optimizando el ciclo de estiramiento-acortamiento y contribuyendo a sostener la producción de fuerza pese al compromiso musculoesquelético (Almeida et al., 2015; Lin et al., 2021). En suma, el incremento inmediato y transitorio de PeakFv1 junto con la elevación de k_{vert} tras el DMIE parece reflejar una respuesta compensatoria distal basada en mayor plantiflexión y rigidez efectiva de la pierna, que estabiliza la zancada en el apoyo temprano, pero no se sostiene en el tiempo. Esto sugiere un ajuste adaptativo de corta duración más que una alteración persistente de la mecánica.

Propusimos interpretar T_{push} como el intervalo en que el CM se eleva y acelera, periodo en el que se realiza W_{ext} (Cavagna, 2010). Bajo este marco, los resultados mostraron un efecto del tiempo en T_{push} a 10 y 12 km·h^{-1}, con disminuciones agudas no significativas de 6,64% y 3,67%, respectivamente. Considerando que el daño muscular compromete el componente contráctil, una reducción de T_{push}, junto con un aumento de k_{vert}, es consistente con una mayor contribución del componente elástico no contráctil para sostener la producción de trabajo positivo. En conjunto, estos cambios sugieren una estrategia compensatoria de carácter protector orientada a preservar la propulsión pese al compromiso contráctil. Asimismo, a 12 km·h^{-1} se observó un efecto del tiempo sin diferencias post hoc entre momentos, lo que apoya una tendencia transitoria con descenso inmediato y retorno a valores basales, coherente con una compensación aguda más que con un cambio sostenido.

En consonancia con lo analizado para T_{push}, t_{ce} mostró un comportamiento similar: una disminución inmediata no significativa del 1,9% y retorno a valores basales dentro de 72 h. Este perfil sugiere una respuesta protectora transitoria frente al DMIE, en la que un leve acortamiento de t_{ce} limitaría la oscilación vertical del CM y el W_{ext} requerido por el componente extensor, presumiblemente con menor capacidad contráctil tras el daño. Aunque reducciones de t_{ce} suelen asociarse a mayor k_{vert} y mejor eficiencia mecánica, aquí parecen reflejar contención de carga más que una mejora del rendimiento. En línea con Da Rosa et al. (2019), la relación de t_{ce} con la rigidez del sistema elástico apoya la interpretación de un ajuste de control destinado a disminuir la exigencia sobre un sistema muscular transitoriamente comprometido.

En continuidad con lo anterior, donde interpretamos reducciones transitorias de t_{ce} y T_{push} como ajustes protectores que limitan la oscilación del CM y desplazan la carga hacia el componente elástico, las asimetrías no captaron el estado transitorio de DMIE y mantuvieron su patrón habitual (Figura 12, material suplementario). En cambio, dentro del sistema masa-resorte, k_{vert} sí se modificó significativamente bajo alta demanda (Fig. 5), mientras PeakFv1, t_{ce} y T_{push} mostraron solo una tendencia (Fig. 6-8). En conjunto, esto sugiere que, ante un compromiso contráctil breve, los ajustes son principalmente intra-miembro (mayor rigidez efectiva y modulación de tiempos) sin alterar el balance entre lados, emergiendo k_{vert} como el indicador más sensible de una estrategia protectora basada en mayor aprovechamiento del tejido elástico.

En conjunto, los hallazgos de este trabajo muestran que el DMIE provoca ajustes compensatorios agudos y transitorios en la mecánica de carrera, caracterizados por un aumento de k_{vert} y leves modificaciones transitorias en variables temporales como T_{push} y t_{ce}, mientras que las asimetrías no se vieron alteradas ($p > 0,05$). Estos cambios sugieren que, frente a la reducción de la capacidad contráctil del músculo, el tren inferior recurre a una mayor dependencia del componente elástico para preservar la propulsión y limitar la carga mecánica en el componente contráctil dañado. Sin embargo, tales ajustes se revierten progresivamente entre las 48 y 72 horas, sin evidencias de deterioro persistente. En este sentido, k_{vert} se perfila como la variable más sensible para detectar la respuesta y la recuperación del sistema masa–resorte tras el daño muscular. En términos aplicados, esta información resulta relevante para la prescripción y periodización del entrenamiento, ya que permite comprender cómo el daño excéntrico condiciona la función mecánica del tren inferior y cómo dichas adaptaciones protectoras pueden aprovecharse o gestionarse en contextos de rendimiento y prevención de lesiones.

8. CONCLUSIONES

(Beato et al., 2025)Este

9. LIMITACIONES

Una de las principales limitaciones de este estudio es que la muestra incluyó exclusivamente participantes de sexo masculino, si bien esta elección se justificó metodológicamente para controlar posibles influencias hormonales sobre la respuesta al DMIE. No obstante, la inclusión de mujeres en futuras investigaciones permitiría explorar posibles diferencias por sexo en la mecánica de carrera ante daño muscular. Asimismo, un tamaño muestral mayor podría haber aumentado la potencia estadística del análisis, consolidando con mayor solidez los hallazgos y permitiendo una mejor generalización de los resultados.

10. BIBLIOGRAFÍA

Alfredson, H., Pietilä, T., Jonsson, P., & Lorentzon, R. (1998). Heavy-Load Eccentric Calf Muscle Training For the Treatment of Chronic Achilles Tendinosis. The American Journal of Sports Medicine, 26(3), 360-366. https://doi.org/10.1177/03635465980260030301

Almeida, M. O., Davis, I. S., & Lopes, A. D. (2015). Biomechanical Differences of Foot-Strike Patterns During Running: A Systematic Review With Meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *45*(10), 738-755. https://doi.org/10.2519/jospt.2015.6019

Arampatzis, A., Br, G.-P., & Metzler, V. (s. f.). *The e!ect of speed on leg sti!ness and joint kinetics in human running*.

Assumpção, C. D. O., Lima, L. C. R., Oliveira, F. B. D., Greco, C. C., & Denadai, B. S. (2013). Exercise-Induced Muscle Damage and Running Economy in Humans. *The Scientific World Journal, 2013*(1), 189149. https://doi.org/10.1155/2013/189149

Beato, M., Hughes, J., Taber, C., Baumert, P., & Suchomel, T. J. (2025). The Rationale and Application of Eccentric-Based Exercises in Sports: Practical Suggestions for Its

Implementation. *Strength & Conditioning Journal*, *47*(4), 475-485. https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000896

Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, *22*(11-12), 1217-1227. https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90224-8

Burns, G. T., Gonzalez, R., Zendler, J. M., & Zernicke, R. F. (2021). Bouncing behavior of sub-four minute milers. *Scientific Reports*, *11*(1), 10501. https://doi.org/10.1038/s41598-021-89858-1

Cavagna, G. A. (2006). The landing–take-off asymmetry in human running. *Journal of Experimental Biology*, *209*(20), 4051-4060. https://doi.org/10.1242/jeb.02344

Cavagna, G. A. (2009). The two asymmetries of the bouncing step. *European Journal of Applied Physiology*, *107*(6), 739-742. https://doi.org/10.1007/s00421-009-1179-2

Cavagna, G. A. (2010). Symmetry and Asymmetry in Bouncing Gaits. *Symmetry*, *2*(3), 1270-1321. https://doi.org/10.3390/sym2031270

Chen, T. C., Nosaka, K., & Tu, J.-H. (2007). Changes in running economy following downhill running. *Journal of Sports Sciences*, *25*(1), 55-63. https://doi.org/10.1080/02640410600718228

Da Rosa, R. G., Oliveira, H. B., Gomeñuka, N. A., Masiero, M. P. B., Da Silva, E. S., Zanardi, A. P. J., De Carvalho, A. R., Schons, P., & Peyré-Tartaruga, L. A. (2019). Landing-Takeoff Asymmetries Applied to Running Mechanics: A New Perspective for Performance. *Frontiers in Physiology*, *10*, 415. https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00415

Degache, F., Guex, K., Fourchet, F., Morin, J. B., Millet, G. P., Tomazin, K., & Millet, G. Y. (2013). Changes in running mechanics and spring-mass behaviour induced by a 5-hour hilly running bout. *Journal of Sports Sciences*, *31*(3), 299-304. https://doi.org/10.1080/02640414.2012.729136

Douglas, J., Pearson, S., Ross, A., & McGuigan, M. (2017a). Chronic Adaptations to Eccentric Training: A Systematic Review. *Sports Medicine*, *47*(5), 917-941. https://doi.org/10.1007/s40279-016-0628-4

Douglas, J., Pearson, S., Ross, A., & McGuigan, M. (2017b). Eccentric Exercise: Physiological Characteristics and Acute Responses. *Sports Medicine*, *47*(4), 663-675. https://doi.org/10.1007/s40279-016-0624-8

Elliott-Sale, K. J., Minahan, C. L., De Jonge, X. A. K. J., Ackerman, K. E., Sipilä, S., Constantini, N. W., Lebrun, C. M., & Hackney, A. C. (2021). Methodological Considerations for Studies in Sport and Exercise Science with Women as Participants: A Working Guide for Standards of Practice for Research on Women. *Sports Medicine*, *51*(5), 843-861. https://doi.org/10.1007/s40279-021-01435-8

Giandolini, M., Vernillo, G., Samozino, P., Horvais, N., Edwards, W. B., Morin, J.-B., & Millet, G. Y. (2016). Fatigue associated with prolonged graded running. *European Journal of Applied Physiology*, *116*(10), 1859-1873. https://doi.org/10.1007/s00421-016-3437-4

Harrison, A. J., & Gaffney, S. D. (s. f.). *EFFECTS OF MUSCLE DAMAGE ON STRETCH-SHORTENING CYCLE FUNCTION AND MUSCLE STIFFNESS CONTROL*.

Harrison, D. C., Doma, K., Rush, C., & Connor, J. (2024). Acute effects of exercise-induced muscle damage on sprint andchange of direction performance: A systematic review and metaanalysis. *Biology of Sport*, *41*(3), 153-168. https://doi.org/10.5114/biolsport.2024.131823

Highton, J. M., Twist, C., & Eston, R. G. (2009). The Effects of Exercise-Induced Muscle Damage on Agility and Sprint Running Performance. *Journal of Exercise Science & Fitness*, *7*(1), 24-30. https://doi.org/10.1016/S1728-869X(09)60004-6

Hoppeler, H. (2016). Moderate Load Eccentric Exercise; A Distinct Novel Training Modality. *Frontiers in Physiology*, *7*. https://doi.org/10.3389/fphys.2016.00483

Jannas-Vela, S., Bustamante, A., Zbinden-Foncea, H., & Peñailillo, L. (2023). Plasma α-Actin as an Early Marker of Muscle Damage After Repeated Bouts of Eccentric Cycling. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *94*(3), 853-860. https://doi.org/10.1080/02701367.2022.2060926

Kataoka, R., Yamada, Y., Hammert, W., Song, J. S., Kassiano, W., Kang, A., & Loenneke, J. (2024). The Influence of Eccentric Muscle Actions on Concentric Muscle Strength: An Exception to the Principle of Specificity? *International Journal of Strength and Conditioning*, *4*(1). https://doi.org/10.47206/ijsc.v4i1.328

Khassetarash, A., Vernillo, G., Krüger, R. L., Edwards, W. B., & Millet, G. Y. (2022). Neuromuscular, biomechanical, and energetic adjustments following repeated bouts of downhill running. *Journal of Sport and Health Science*, *11*(3), 319-329. https://doi.org/10.1016/j.jshs.2021.06.001

Komi, P. (1986). Training of Muscle Strength and Power: Interaction of Neuromotoric, Hypertrophic, and Mechanical Factors. *International Journal of Sports Medicine*, *07*(S 1), S10-S15. https://doi.org/10.1055/s-2008-1025796

LaStayo, P. C., Woolf, J. M., Lewek, M. D., Snyder-Mackler, L., Reich, T., & Lindstedt, S. L. (2003). Eccentric Muscle Contractions: Their Contribution to Injury, Prevention, Rehabilitation, and Sport. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *33*(10), 557-571. https://doi.org/10.2519/jospt.2003.33.10.557

Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., Mang'Eni, R. O., & Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in

habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, *463*(7280), 531-535. https://doi.org/10.1038/nature08723

Lin, J.-Z., Chiu, W.-Y., Tai, W.-H., Hong, Y.-X., & Chen, C.-Y. (2021). Ankle Muscle Activations during Different Foot-Strike Patterns in Running. *Sensors*, *21*(10), 3422. https://doi.org/10.3390/s21103422

Maeo, S., Shan, X., Otsuka, S., Kanehisa, H., & Kawakami, Y. (2018). Neuromuscular Adaptations to Work-matched Maximal Eccentric versus Concentric Training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *50*(8), 1629-1640. https://doi.org/10.1249/mss.0000000000001611

Morin, J. B., Tomazin, K., Edouard, P., & Millet, G. Y. (2011). Changes in running mechanics and spring–mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. *Journal of Biomechanics*, *44*(6), 1104-1107. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.01.028

Morin, J.-B., Dalleau, G., Kyröläinen, H., Jeannin, T., & Belli, A. (2005). A Simple Method for Measuring Stiffness during Running. *Journal of Applied Biomechanics*, *21*(2), 167-180. https://doi.org/10.1123/jab.21.2.167

Nishikawa, K. C., Lindstedt, S. L., & LaStayo, P. C. (2018). Basic science and clinical use of eccentric contractions: History and uncertainties. *Journal of Sport and Health Science*, *7*(3), 265-274. https://doi.org/10.1016/j.jshs.2018.06.002

Núñez Lisboa, M., Peñailillo, L., Cancino, J., Zbinden-Foncea, H., & Dewolf, A. (2024). Influence of sports background on the bouncing mechanism of running. *Sports Biomechanics*, *23*(5), 670-681. https://doi.org/10.1080/14763141.2021.1884284

Paschalis, V., Giakas, G., Baltzopoulos, V., Jamurtas, A. Z., Theoharis, V., Kotzamanidis, C., & Koutedakis, Y. (2007). The effects of muscle damage following eccentric exercise on gait biomechanics. *Gait & Posture*, *25*(2), 236-242. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.002

Peñailillo, L., Blazevich, A. J., & Nosaka, K. (2015). Muscle Fascicle Behavior during Eccentric Cycling and Its Relation to Muscle Soreness. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *47*(4), 708-717. https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000473

Peñailillo, L., Blazevich, A., Numazawa, H., & Nosaka, K. (2013). Metabolic and Muscle Damage Profiles of Concentric versus Repeated Eccentric Cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *45*(9), 1773-1781. https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31828f8a73

Peñailillo, L., Blazevich, A., Numazawa, H., & Nosaka, K. (2015). Rate of force development as a measure of muscle damage. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *25*(3), 417-427. https://doi.org/10.1111/sms.12241

Prudêncio, D. A., Maffulli, N., Migliorini, F., Serafim, T. T., Nunes, L. F., Sanada, L. S., & Okubo, R. (2023). Eccentric exercise is more effective than other exercises in the treatment of mid-portion Achilles tendinopathy: Systematic review and meta-analysis. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, *15*(1), 9. https://doi.org/10.1186/s13102-023-00618-2

Qian, Z., Ping, L., & Xuelin, Z. (2023). Re-examining the mechanism of eccentric exercise-induced skeletal muscle damage from the role of the third filament, titin (Review). *Biomedical Reports*, *20*(1), 14. https://doi.org/10.3892/br.2023.1703

Rogers, S. A., Whatman, C. S., Pearson, S. N., & Kilding, A. E. (2017). Assessments of Mechanical Stiffness and Relationships to Performance Determinants in Middle-Distance Runners. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *12*(10), 1329-1334. https://doi.org/10.1123/ijspp.2016-0594

Spurrs, R. W., Murphy, A. J., & Watsford, M. L. (2003). The effect of plyometric training on distance running performance. *European Journal of Applied Physiology*, *89*(1), 1-7. https://doi.org/10.1007/s00421-002-0741-y

Struzik, A., Karamanidis, K., Lorimer, A., Keogh, J. W. L., & Gajewski, J. (2021). Application of Leg, Vertical, and Joint Stiffness in Running Performance: A Literature Overview. *Applied Bionics and Biomechanics, 2021*, 1-25. https://doi.org/10.1155/2021/9914278

Upadhyay, C., Cameron, K., Murphy, L., & Battistella, M. (2014). Measuring pain in patients undergoing hemodialysis: A review of pain assessment tools. *Clinical Kidney Journal*, *7*(4), 367-372. https://doi.org/10.1093/ckj/sfu067

MATERIAL SUPLEMENTARIO

Resultados: gráficos variables cinéticas y temporoespaciales de la carrera en cinta

Rigidez vertical

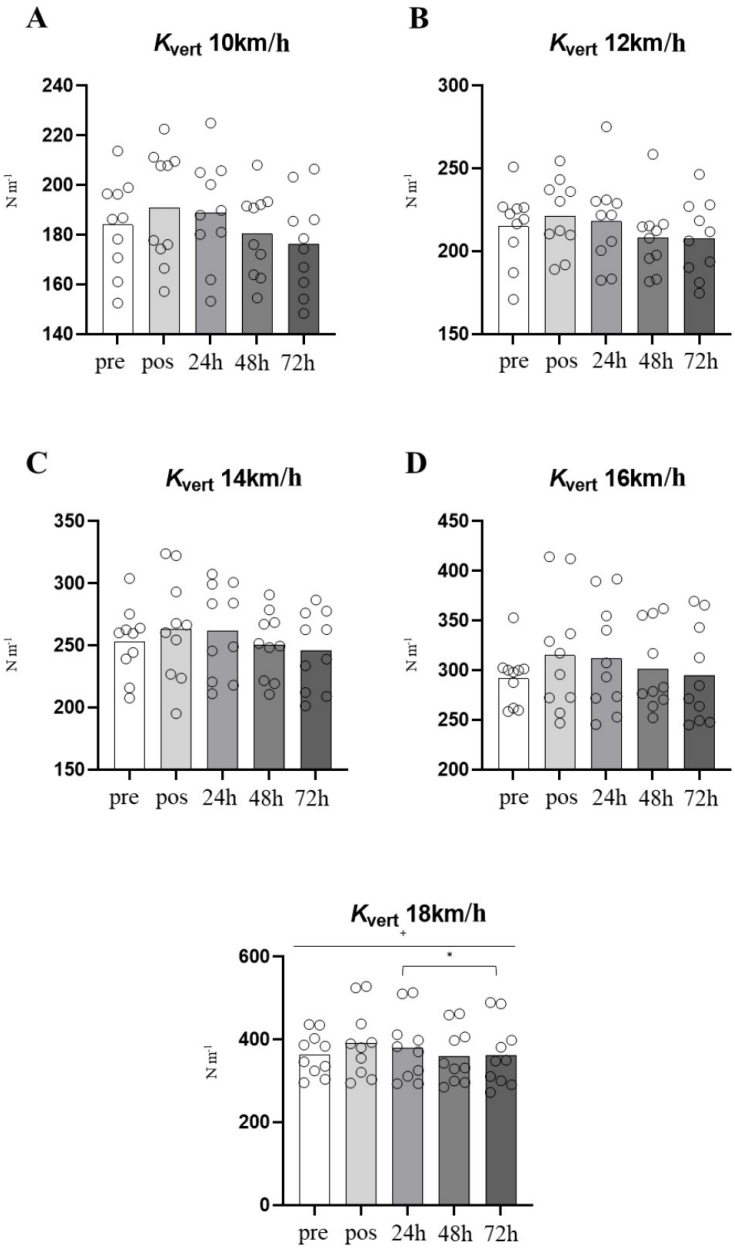


Figura 1. Gráficos de comparación de medias de la variable Kvert en las velocidades evaluadas. Los puntos muestran los valores de cada sujeto y la barra muestra la media del grupo por condición.

Fuerza vertical freno (PeakFv1)

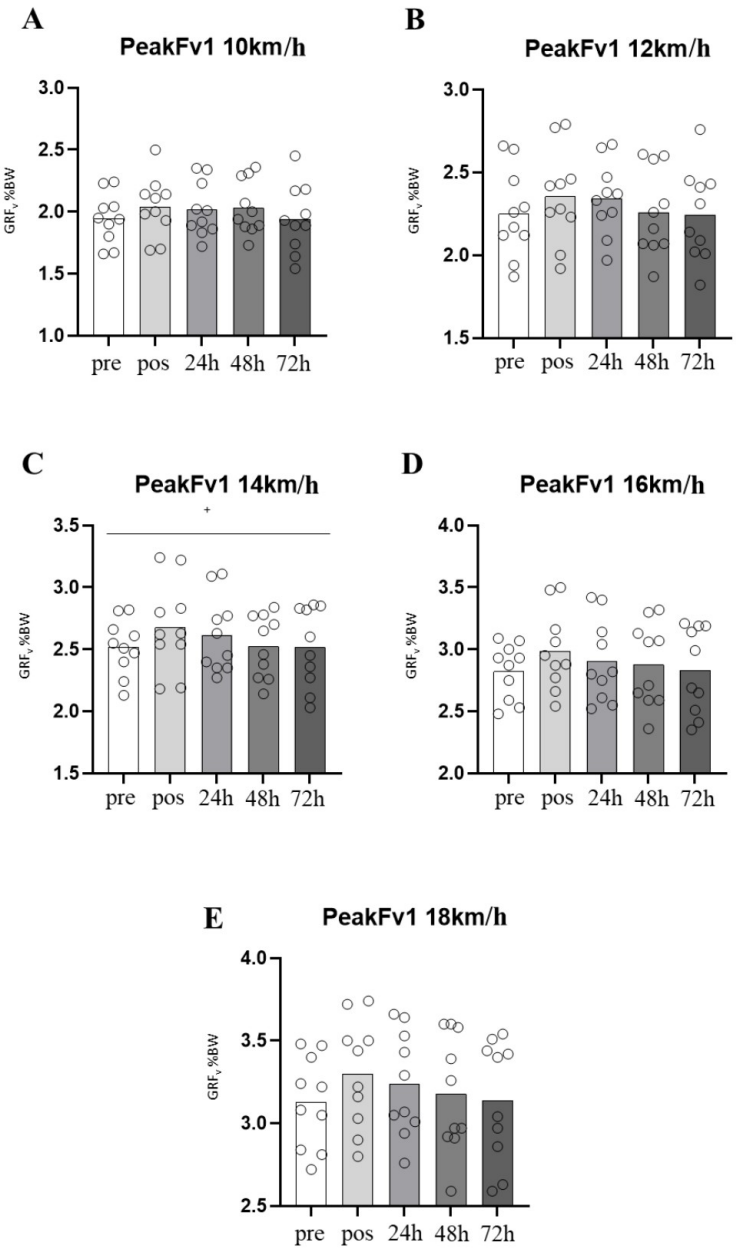


Figura 2. Gráficos de comparación de medias de la variable PeakFv1 en las velocidades evaluadas. Los puntos muestran los valores de cada sujeto y la barra muestra la media del grupo por condición. +: indica un efecto significativo de la temporalidad con respecto a la sesión de daño muscular sobre la variable PeakFv1 ($P<0.05$).

Fuerza vertical empuje (PeakFv2)

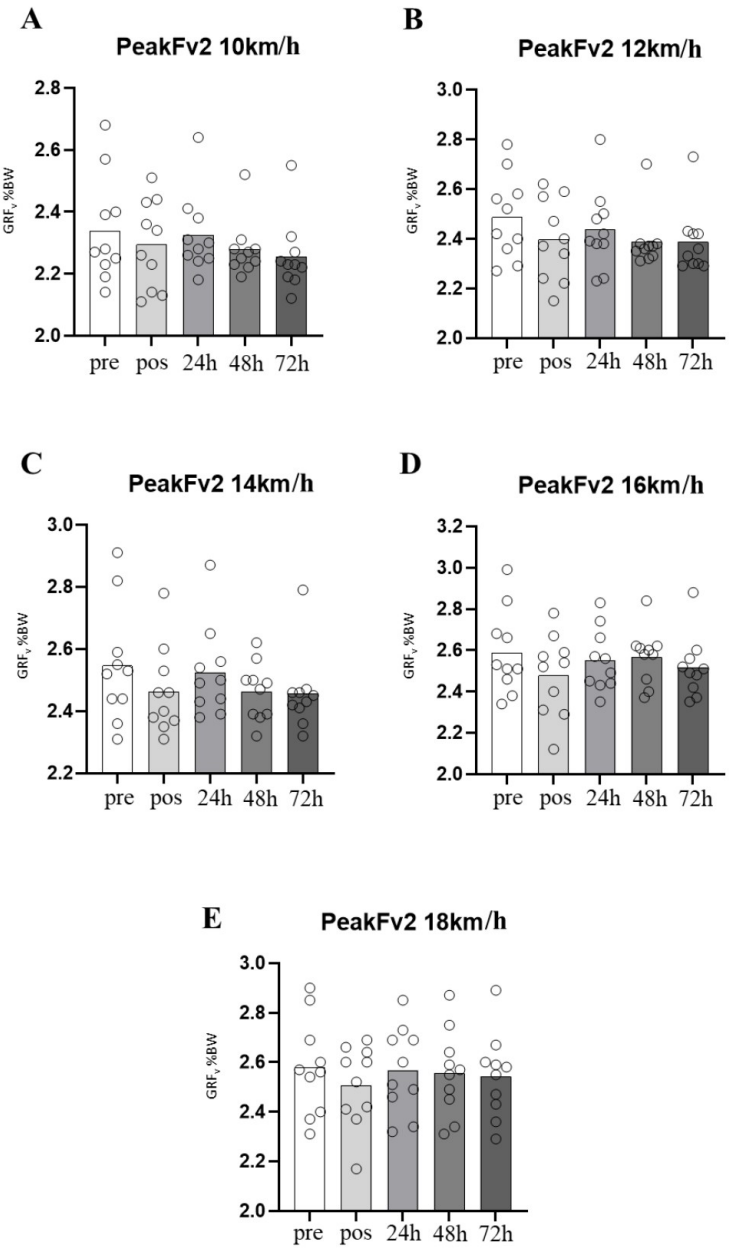


Figura 3. Gráficos de comparación de medias de la variable PeakFv2 en las velocidades evaluadas. Los puntos muestran los valores de cada sujeto y la barra muestra la media del grupo por condición.

Tiempo de contacto (tc)

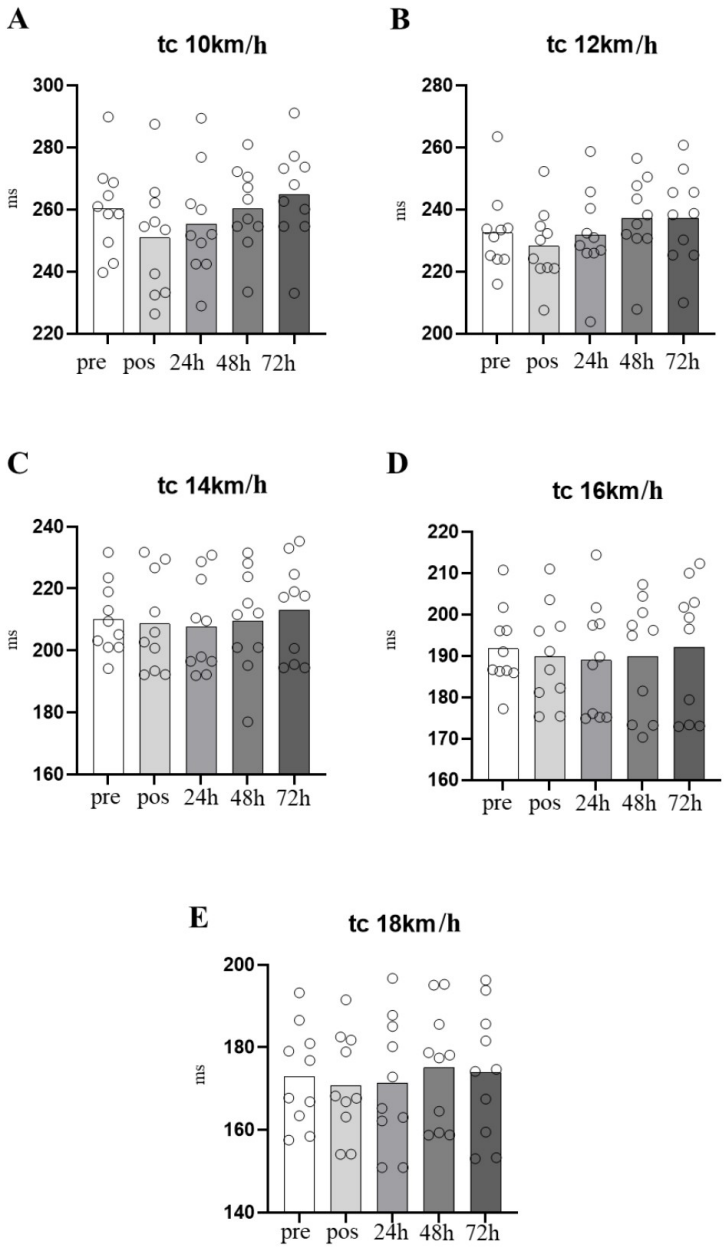


Figura 4. Gráficos de comparación de medias de la variable tc en las velocidades evaluadas. Los puntos muestran los valores de cada sujeto y la barra muestra la media del grupo por condición.

Tiempo aéreo (ta)

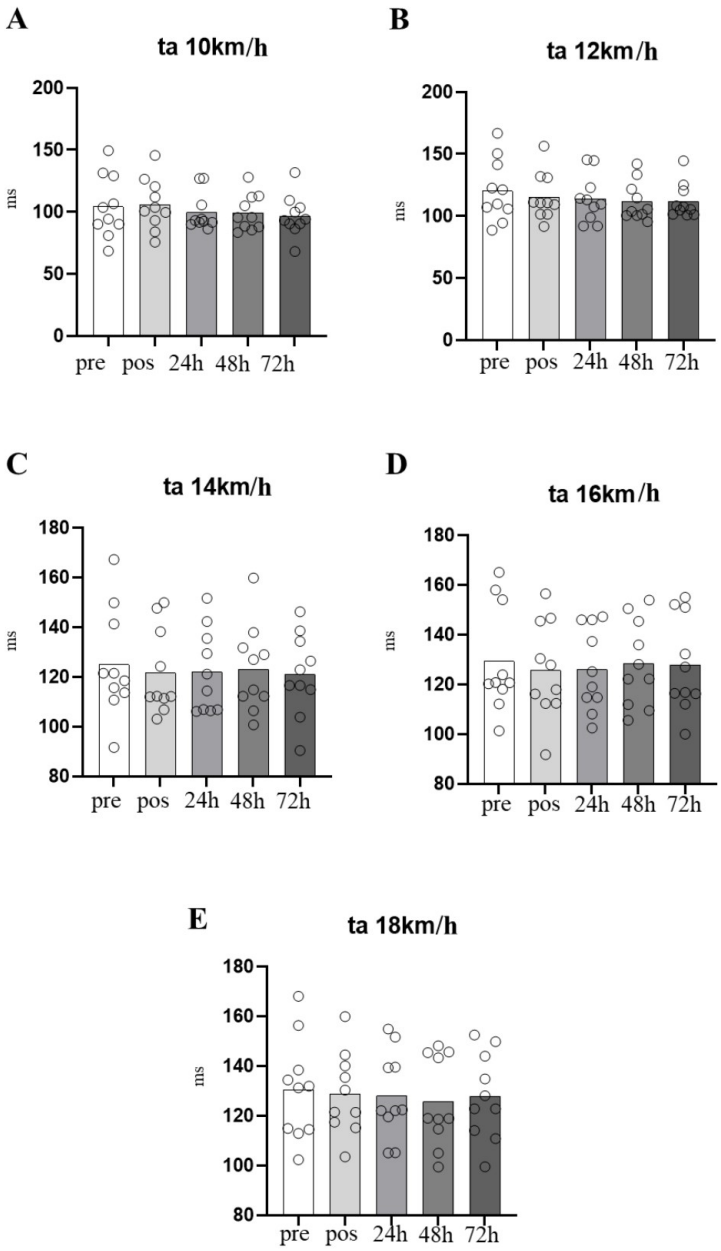


Figura 5. Gráficos de comparación de medias de la variable ta en las velocidades evaluadas.
Los puntos muestran los valores de cada sujeto y la barra muestra la media del grupo por condición.

Tiempo de contacto efectivo (tce)

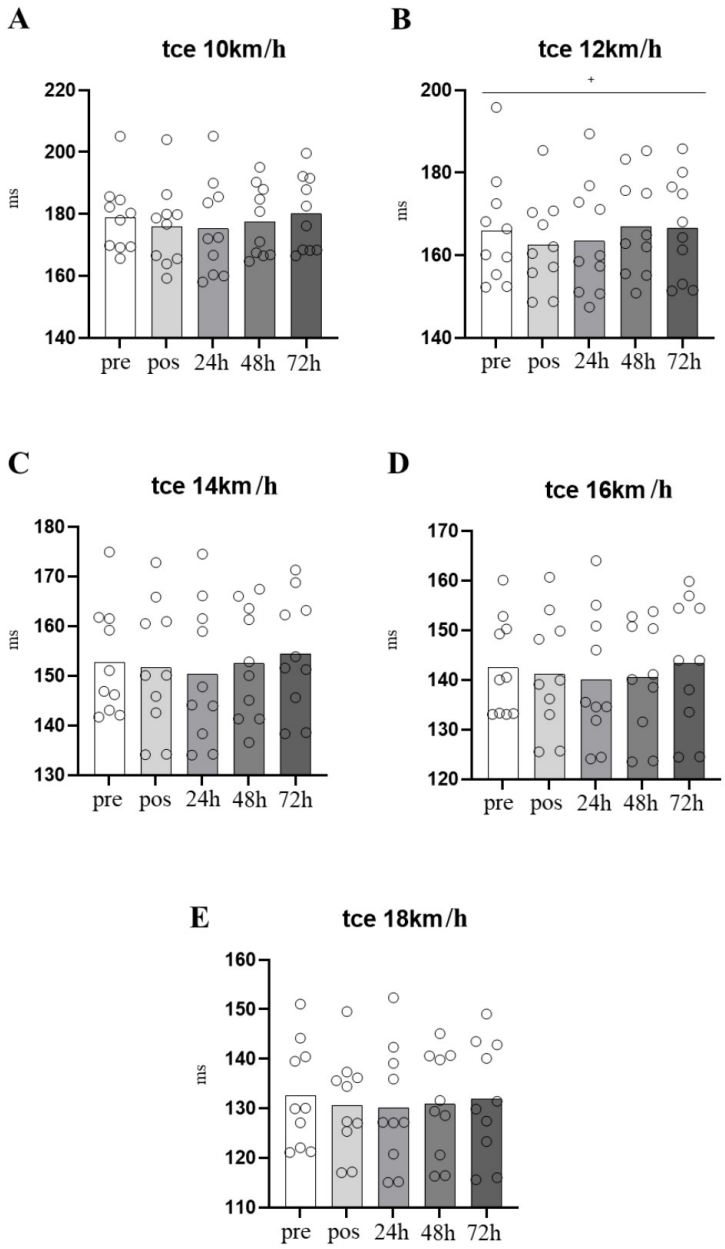


Figura 6. Gráficos de comparación de medias de la variable tce en las velocidades evaluadas. Los puntos muestran los valores de cada sujeto y la barra muestra la media del grupo por condición. +: indica un efecto significativo de la temporalidad con respecto a la sesión de daño muscular sobre la variable tce ($P<0.05$).

Tiempo aéreo efectivo (tae)

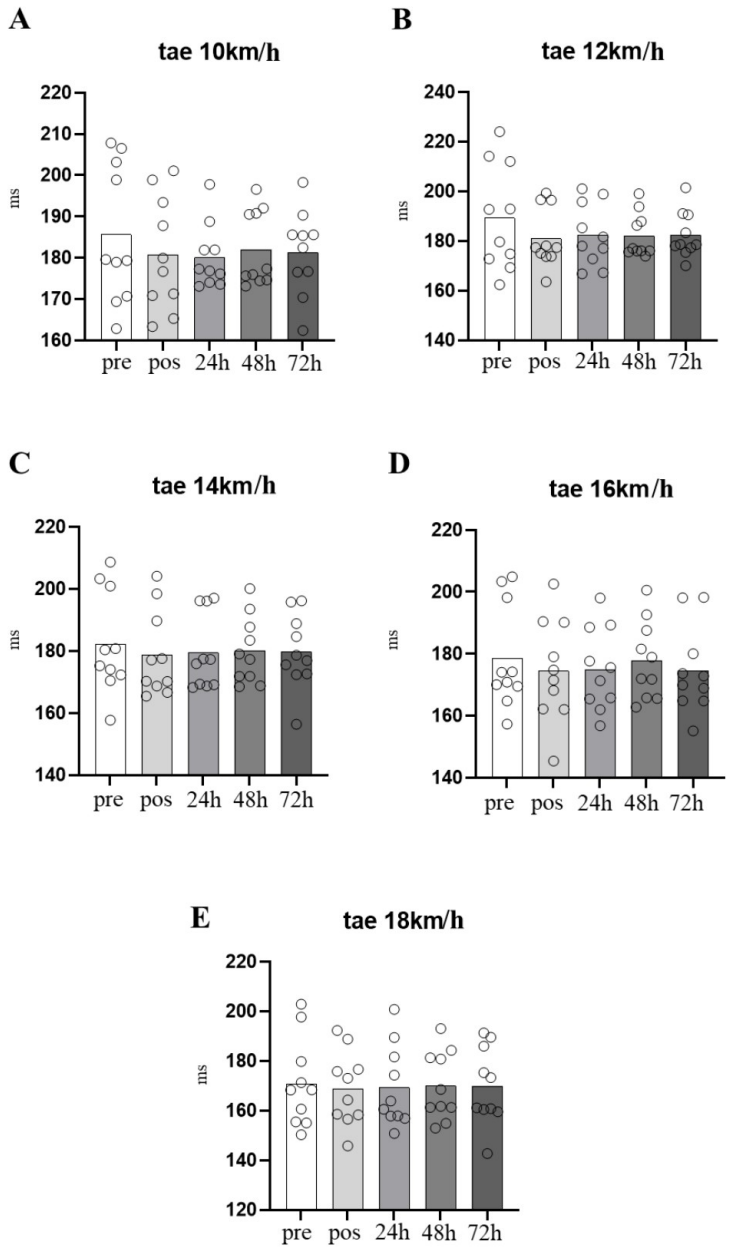


Figura 7. Gráficos de comparación de medias de la variable tae en las velocidades evaluadas.

Los puntos muestran los valores de cada sujeto y la barra muestra la media del grupo por condición.

Periodo del paso (Step period)

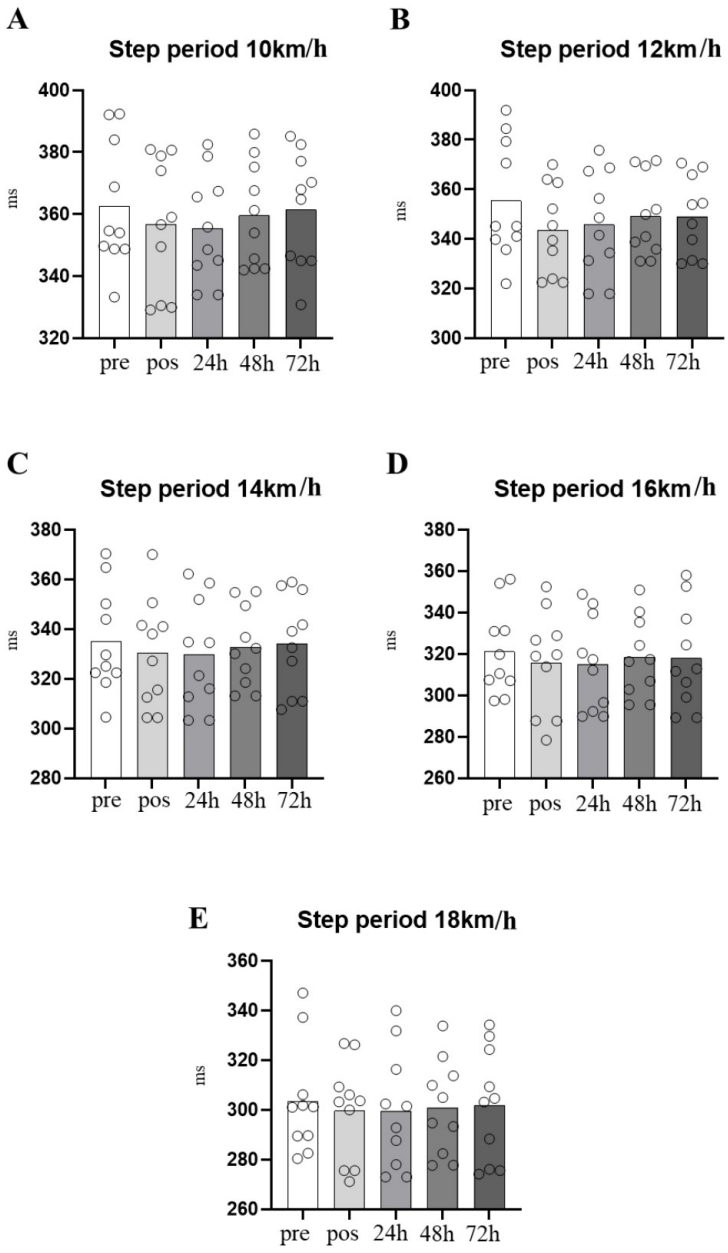


Figura 8. Gráficos de comparación de medias de la variable step period en las velocidades evaluadas. Los puntos muestran los valores de cada sujeto y la barra muestra la media del grupo por condición.

Tiempo de freno (Tbrake)

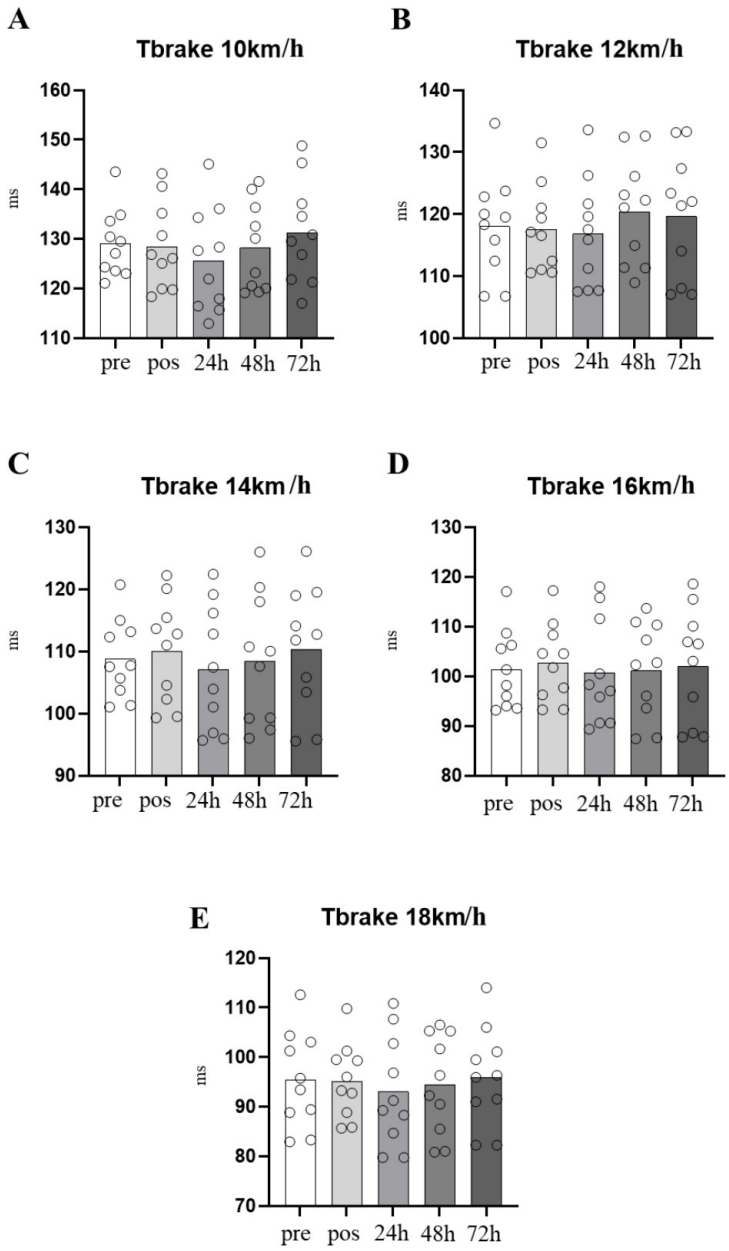


Figura 9. Gráficos de comparación de medias de la variable Tbrake en las velocidades evaluadas. Los puntos muestran los valores de cada sujeto y la barra muestra la media del grupo por condición.

Tiempo de empuje (Tpush)

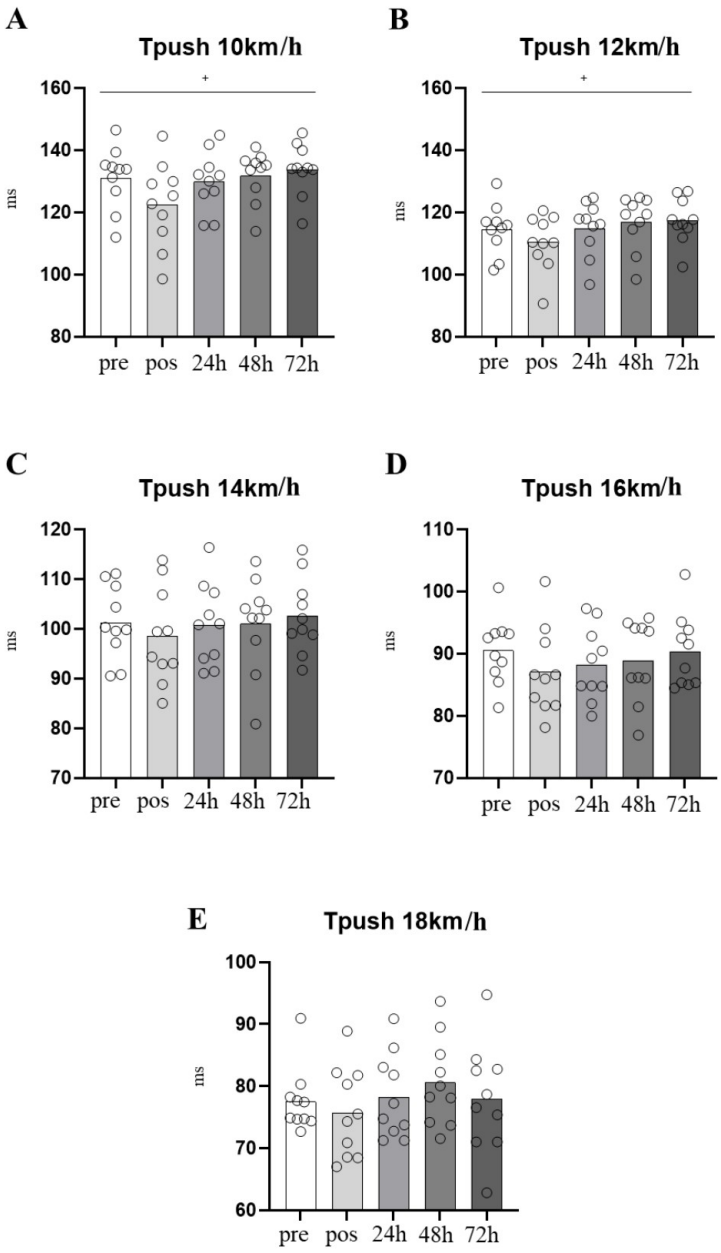


Figura 10. Gráficos de comparación de medias de la variable Tpush en las velocidades evaluadas. Los puntos muestran los valores de cada sujeto y la barra muestra la media del grupo por condición. +: indica un efecto significativo de la temporalidad con respecto a la sesión de daño muscular sobre la variable T_{push} ($P<0.05$).

Asimetría de rebote elástico (tce/tae)

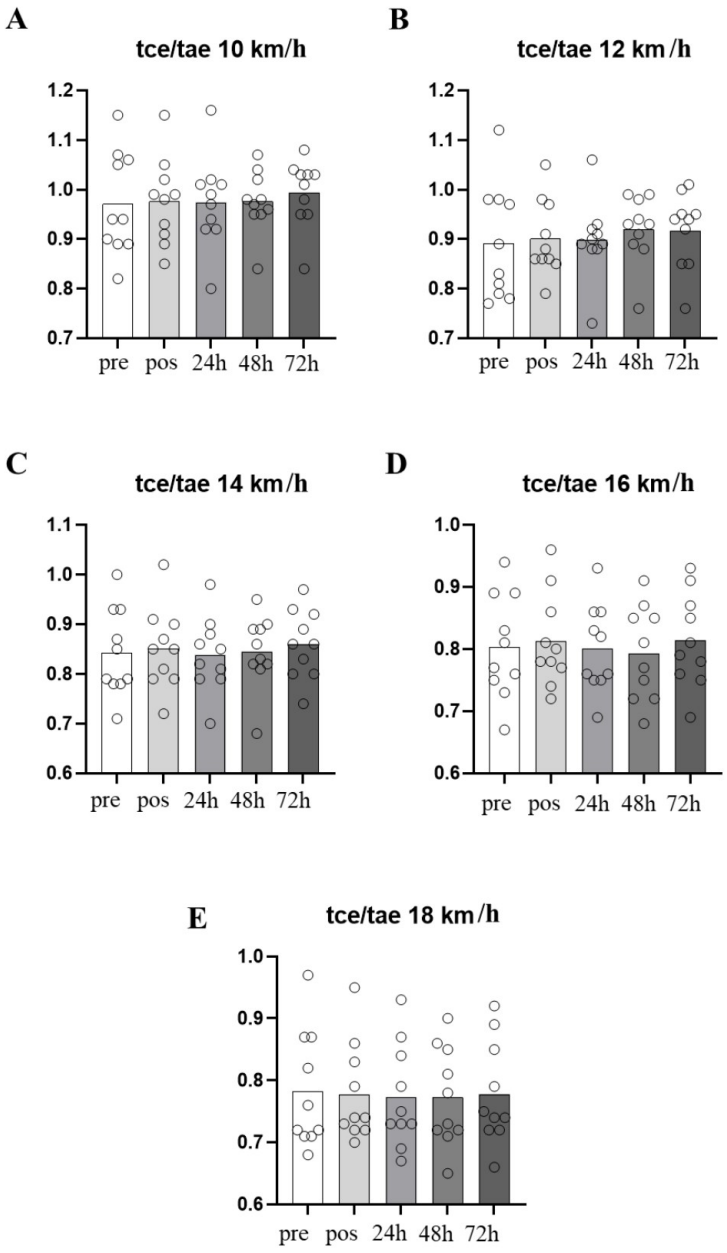


Figura 11. Gráficos de comparación de medias de la asimetría de rebote en las velocidades evaluadas. Los puntos muestran los valores de cada sujeto y la barra muestra la media del grupo por condición.

Asimetría de aterrizaje y empuje (Tbrake/Tpush)

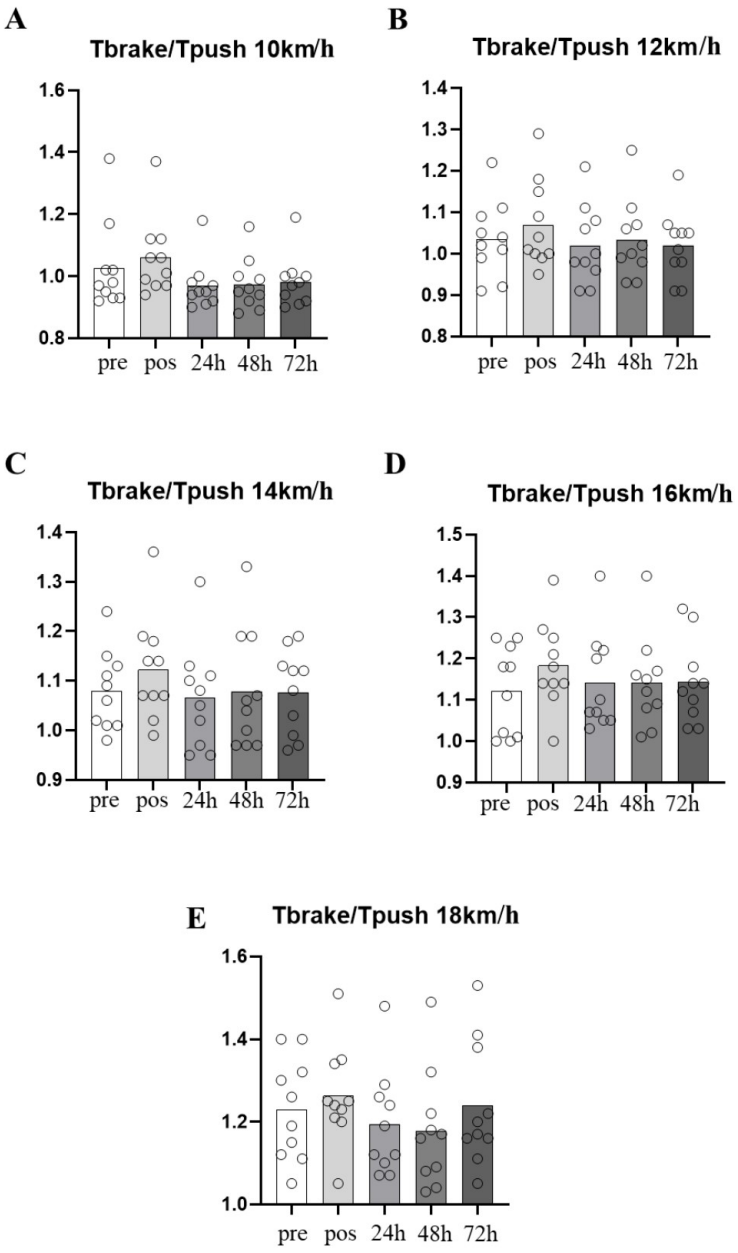


Figura 12. Gráficos de comparación de medias de la asimetría de aterrizaje-empuje en las velocidades evaluadas. Los puntos muestran los valores de cada sujeto y la barra muestra la media del grupo por condición.

Comparación de medias de las asimetrías de carrera

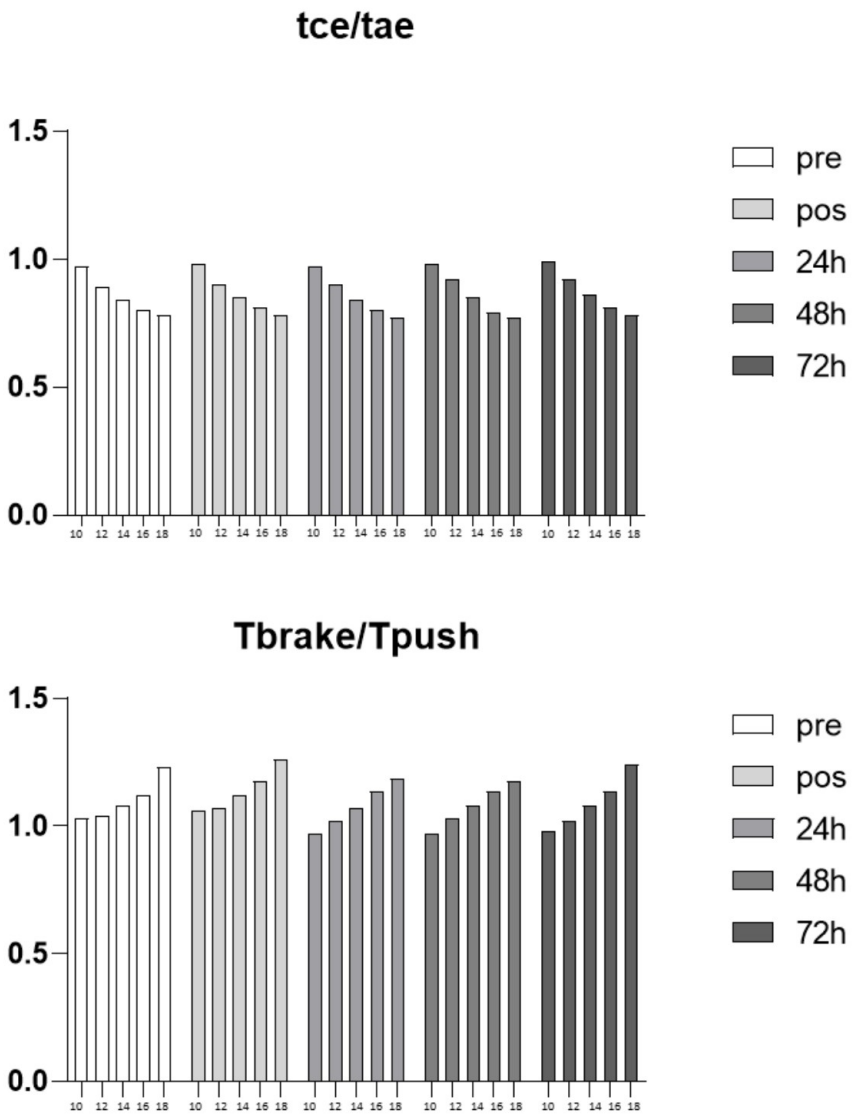


Figura 13. Gráficos de comparación de medias de asimetrías de la carrera en las velocidades evaluadas. Los puntos muestran los valores de cada sujeto y la barra muestra la media del grupo por condición.

Desplazamiento vertical del CM (Delta y)

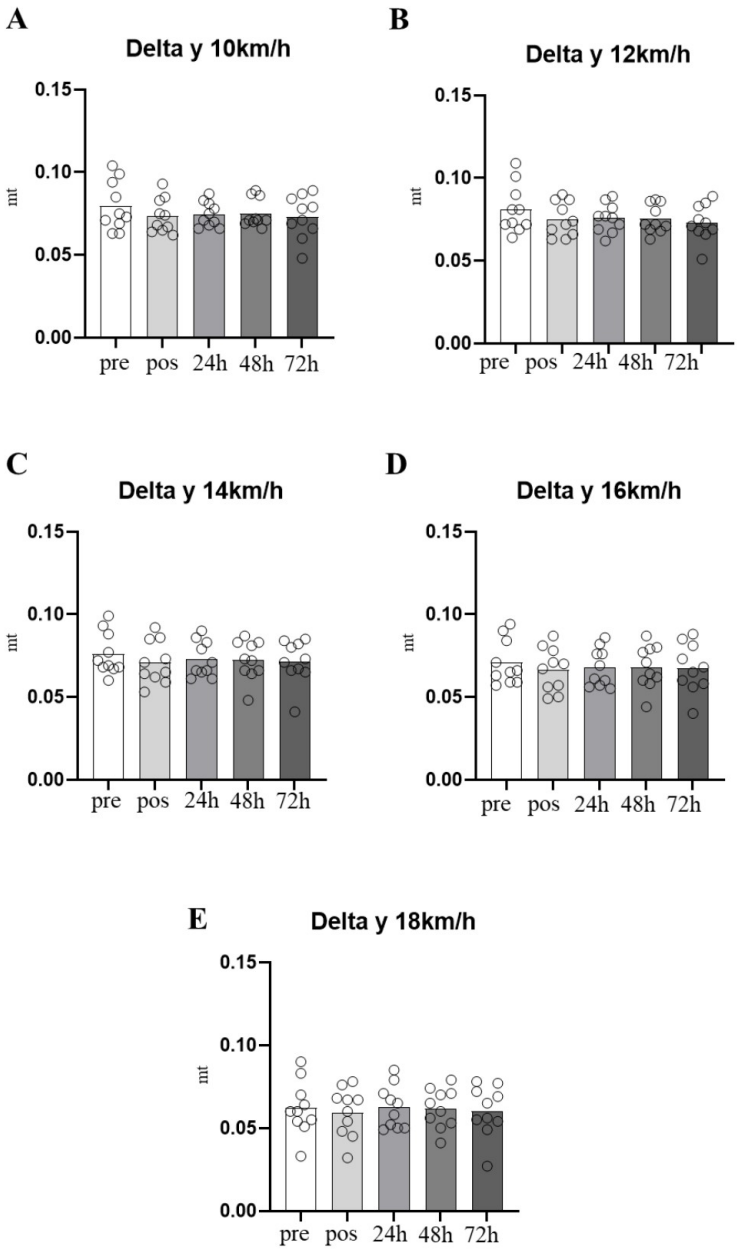


Figura 14. Gráficos de comparación de medias del desplazamiento vertical del CM (Delta y) durante la carrera medido en mts. Los puntos muestran los valores de cada sujeto y la barra muestra la media del grupo por condición.

ANEXO

Carta de aprobación de comité ético

ACTA DE RESOLUCIÓN NUEVO ESTUDIO
COMITÉ ÉTICO CIENTÍFICO UNIVERSIDAD FINIS TERRAE
Acreditado por SEREMI de Salud
Resolución Exenta N°002681/2021 del 24 de febrero de 2021

Fecha y N° de Sesión: 28 de agosto de 2023 sesión n°12 **ID Protocolo:** 23-047

Título del Proyecto: Efectos del daño muscular inducido por ejercicio físico sobre el sistema de rebote y la actividad muscular eléctrica del tren inferior durante la carrera
Investigador Responsable: Mario Núñez-Lisboa
Facultad/Unidad Académica: Escuela de Kinesiología

Miembros del Comité que participaron en la aprobación del estudio:
Karin Weinborn Astudillo, Presidente (s) CEC-UFT
Andrea Villagrán Torres, Secretaria Ejecutiva CEC-UFT
María Angélica Sotomayor, Abogado miembro externo
Manuel Santos Alcántara, Instituto de Bioética
Ma. Verónica Romero, representante de la comunidad
Paulo López Soto, Instituto de Bioética
Mauricio Castro, Escuela de Kinesiología
Pilar Busquets Losada, Escuela de Enfermería

Documentos recibidos y revisados por el Comité:

- Proyecto de Investigación
- Curriculum vitae del investigador
- Certificado de título profesional
- Anexo I "Ficha de presentación"
- Anexo II "Compromiso del Investigador"
- Anexo III "Respaldo Unidad Académica"
- Anexo IV "Resumen del proyecto de investigación para evaluación ética"
- Anexo V "Documento de Consentimiento Informado"

Considerando que:
1. El investigador responsable referido cuenta con la experiencia necesaria para la conducción y el desarrollo de este tipo de estudio;
2. La metodología descrita es apropiada para el cumplimiento del objetivo general del estudio que consiste en: **Investigar el efecto de una sesión única de daño muscular inducido por ejercicio sobre el sistema mecánico de rebote y la actividad muscular eléctrica del tren inferior**

durante la carrera *y* los respectivos objetivos específicos, de acuerdo con los estándares internacionales de rigor científico;

3. Durante la conducción del estudio se garantiza un balance riesgo/beneficio favorable para los participantes;
4. El protocolo contempla todos los resguardos necesarios para la seguridad y bienestar de los participantes;
5. Se ha contemplado el resguardo de la confidencialidad de la información sensible e identificable en la difusión de los resultados, por lo que no introduce un riesgo de menoscabo para la intimidad de los participantes; y
6. Los participantes ingresarán voluntariamente luego de ser adecuadamente informados sobre los aspectos esenciales del estudio, sus deberes y derechos, y los plazos estipulados para el cumplimiento de los objetivos de la investigación.

Constatado que, el texto del documento de Consentimiento Informado contiene:

1. La descripción general de los objetivos de la investigación;
2. El detalle de los procedimientos que involucra la participación en este estudio;
3. Los antecedentes sobre el uso que se dará a la información obtenida a partir de cada procedimiento de la investigación;
4. El compromiso respecto a la utilización actual y futura de la información, la que sólo se realizará dentro de los marcos del presente estudio y para el logro de dichos objetivos;
5. El resguardo de la confidencialidad y el anonimato de la información recogida, según corresponde a cada procedimiento del estudio;
6. El detalle respecto del costo en tiempo que significa la participación en el estudio;
7. La información sobre los beneficios y derechos frente a riesgos por la participación en la investigación; y
8. La voluntariedad de la participación y la garantía para cada participante de hacer abandono del estudio, sin repercusión alguna.

Resolución CEC UFT:

Este proyecto ha sido **aprobado** por este Comité con fecha **28 de agosto de 2023** en la **sesión plenaria n°12**, la que tiene vigencia de un año.

El CEC solicita al investigador/a responsable que:

1.- Antes de iniciar el estudio, deberá contar con la autorización de la autoridad administrativa correspondiente a la institución en la cual se ejecute el estudio (Director Hospital, Centro de Salud, Colegio o quien corresponda). El no cumplimiento de esta obligación lo expone a sanciones administrativas de acuerdo a la legislación vigente.

2.- Para iniciar el proceso de consentimiento y de reclutamiento se debe disponer previamente de la última versión aprobada y timbrada por este Comité ***los documentos de Consentimiento Informado e instrumentos.***

3.- La presente aprobación ética tiene una **validez de un año,** al cabo del cual deberá solicitar su renovación, con al menos 45 días de anticipación si desea continuar con el estudio. Si no ha recibido la respuesta oficial a su solicitud, el investigador deberá detener las actividades del proyecto, no podrá enrolar a ningún nuevo participante y no podrá proceder con el análisis de los datos.

4.- En la eventualidad de requerir cualquier modificación al estudio o a los documentos aprobados originalmente, el/la investigador/a deberá notificarlo al Comité por medio de una enmienda al correo cec@uft.cl para la evaluación y emisión de una nueva acta de resolución ética.

Muy cordialmente,

UNIVERSIDAD FINIS TERRAE
COMITÉ ÉTICO CIENTÍFICO

Mg. Andrea Villagrán Torres
Secretaria Ejecutiva CEC-UFT

Dra. Karin Weinborn Astudillo
Presidenta (s) CEC-UFT

EN CASO DE CUALQUIER DUDA SE LE SOLICITA CONTACTARSE CON EL CEC-UFT

Se certifica que la información contenida en el presente documento es correcta y que refleja el Acta del Comité Ético Científico de la Universidad Finis Terrae (CEC-UFT). Este Comité adhiere a los principios éticos de la Universidad Finis Terrae que considera como eje fundamental el respeto a la dignidad de la persona humana en cualquier condición. Este Comité cumple además con las Guías de buena práctica clínica definidas por la Conferencia Internacional de Armonización (GCP-ICH); y con las leyes chilenas 19.628; 20.120; 20.584 y 20.850 que modifica el Código Sanitario.