UNIVERSIDAD FINIS TERRAE
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA DE KINESIOLOGÍA

EFECTOS DEL DAÑO MUSCULAR INDUCIDO POR EJERCICIO EN LA ACTIVACIÓN MUSCULAR DEL MIEMBRO INFERIOR DURANTE LA CARRERA

CHRISTOPHER JOSEPH ALHAMBRA HUENCHUÑIR

Tesis para ser presentada en la escuela de kinesiología de la
Universidad Finis Terrae para optar al título de Magister en ciencias de la salud y el deporte

Tutor: PhD (c) Mario Núñez-Lisboa

Santiago, Chile.

2023

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, a mi tutor Mario Núñez-Lisboa que, con su experiencia, confianza y mucha paciencia logró guiar este trabajo, entregando con la mejor disposición las herramientas pertinentes, desde simples pasos prácticos hasta enseñar el uso de nuevas tecnologías, para poder desarrollar de la mejor forma el pensamiento crítico y la búsqueda de nuevos conocimientos.

A Javier Camus, estudiante del magister de ciencias de la salud y el deporte, quién colaboró permanentemente en el proceso metodológico de este estudio.

Debo agregar también a todo el equipo del laboratorio de fisiología del ejercicio, quienes siempre estuvieron dispuestos a colaborar y compartir su conocimiento.

Sin duda debo agradecer a mi familia por su apoyo incondicional durante toda mi etapa formativa.

Por último, agradecer a la persona más importante, quien me ha acompañado durante estos últimos 17 años, siendo un pilar fundamental, a mi compañera de vida, Myriam Cordero.

ÍNDICE

Resumen……..4-5

Abstract ….....……6-7

Marco Teórico ...…….....8-16

Objetivo general ……...16

Objetivos específicos ……..……...…...16-17

Hipótesis ...……17

Metodología ……17-20

Análisis estadístico ……..…21

Aprobación de ética ……21

Resultados ..……22-26

Discusión ……27-28

Conclusión …...…….……29

Referencias ……..…30-34

Anexo n°1: Cuestionario mundial de actividad física G-PAQ …….…….....35-39

Anexo n°2: Gráficos de la potencia de la señal RMS por velocidades ……..40-45

Anexo n°3: Acta de resolución nuevo estudio comité ético científico Universidad Finis Terrae ……..……...……46-48

Anexo n°4: Carta de consentimiento informado ……49-54

RESUMEN

Introducción: Se conoce como daño muscular inducido por ejercicio (DMIE) a un proceso fisiológico que compromete la estructura de las fibras musculares, la cual puede generar en mayor o menor medida, dolor muscular tardío (DOMS), pérdida de fuerza y menor rango de movimiento (ROM). Además, produce alteraciones en la conducción del potencial de acción de la unión neuromuscular. Esto refleja un aumento en el reclutamiento y/o en la tasa de descarga de las unidades motoras (UM) lo que resulta en un aumento de magnitud de la señal electromiográfica (EMG), de la misma forma en la que se observa cuando aumenta la velocidad de carrera. Sin embargo, hay una falta de información en el efecto DMIE sobre la señal EMG de músculos del tren inferior durante la carrera y diferentes velocidades.

Objetivo: Investigar el comportamiento neuromuscular del tren inferior influenciado por la velocidad de carrera, antes y después, 24horas, 48 horas y 72 horas de un protocolo de DMIE.

Metodología: Diseño experimental, se utilizaron 10 jóvenes sanos (Edad: 29.4 ± 2.71; Peso: 81.4 ± 11.08; Estatura: 1.82 ± 0.04). Se experimentó un protocolo de DMIE (245 ± 46.84 watts), validado por la literatura, en un cicloergómetro de contracciones musculares excéntricas (Metitur). Los participantes corrieron en una trotadora instrumentalizada (Hp-Cosmos, Arsalis) durante 30 segundos a 10, 12, 14, 16 y 18 km/h, de los cuales se extrajo la señal EMG (Delsys) del vasto medial y lateral (VM y VL), glúteo medio (GlutM), gastrocnemio lateral (GL), tensor de la fascia lata (TFL) y tibial anterior (TA) en los últimos 10 segundos de cada velocidad.

Resultados: La señal EMG incrementó posteriormente al DMIE en los músculos: VM después de DMIE en 10 km/h ($p= 0.04$) y 18km/h ($p= 0.03$). VL después de DMIE en 10 km/h ($p= 0.09$), 12 km/h ($p= 0.01$) y 14 km/h ($p= 0.04$) y 24 horas posteriores en 12km/h ($p= 0.03$) y 16 km/h ($p=0.03$). TFL después de DMIE en 10km/h ($p= 0.04$) y 14km/h ($p= 0.03$).

Conclusión: El EIMD indujo un aumento en la activación de los músculos extensores de la rodilla inmediatamente y 24 horas después, lo que se evidenció al correr a en diferentes velocidades. Además, el nivel de actividad muscular volvió a la normalidad 48 horas después de la EIMD, lo que sugiere que el daño muscular conduce a modificaciones en el patrón de respuesta neuromuscular hasta 48 horas después, muy probablemente asociado a una modificación del patrón neuromuscular de carrera.

ABSTRACT

Introduction: Exercise-induced muscle damage (EIMD) is a physiological process affecting muscle fiber structure, potentially leading to delayed onset muscle soreness (DOMS), strength loss, and reduced range of motion (ROM). EIMD also alters action potential conduction at the neuromuscular junction, resulting in increased motor unit recruitment and/or discharge rate and an elevated electromyographic (EMG) signal magnitude. However, the impact of EIMD on the neuromuscular response of the lower limbs during running at different speeds is not well-understood. Running speed is acknowledged as a trigger for increased muscle activity.

Objective: To investigate the neuromuscular behavior of the lower limb during different running speeds before and after 24 hours, 48 hours, and 72 hours of an EIMD protocol.

Methodology: A randomized experimental design involved 10 healthy young individuals (age: 29.4 ± 2.71 years; body weight: 81.4 ± 11.08 kg; height: 1.82 ± 0.04 mt). A validated EIMD protocol (average of 245 ± 46.84 watts) was executed using a cycle ergometer with eccentric muscle contractions (Metitur). Participants ran on an instrumented treadmill (Hp-Cosmos, Arsalis) for 30 seconds at 10, 12, 14, 16, and 18 km/h. EMG signals (Delsys) were extracted from the vastus medialis and lateralis (VM and VL), gluteus maximus (GlutM), lateral gastrocnemius (GL), tensor fasciae latae (TFL) and tibialis anterior (TA) during the last 10 seconds of each speed.

Results: EMG signals increased following EIMD in the muscles: VM after EIMD at 10 km/h ($p= 0.04$) and 18 km/h ($p= 0.03$), VL after EIMD at 10 km/h ($p= 0.09$), 12 km/h ($p= 0.01$), and 14 km/h ($p= 0.04$), and 24 hours post-EIMD at 12 km/h ($p= 0.03$) and 16 km/h ($p=0.03$). TFL after EIMD at 10 km/h ($p= 0.04$) and 14 km/h ($p= 0.03$).

Conclusion: The EIMD induced an increase in the activation of the knee extensor muscles immediately and 24 hours after, greatly evidenced at fast running speed. Additionally, the level of muscular activity came back to normal 48 hours after EIMD, suggesting that the muscle damage leads to modifications in the neuromuscular response pattern up to 48 hours after, most likely associated with a modified neuromuscular running pattern.

MARCO TEÓRICO

Se conoce como daño muscular inducido por ejercicio (DMIE) a un proceso fisiológico que compromete la estructura de las fibras musculares y la conducción del potencial de acción, la cual puede generar en mayor o menor medida, dolor muscular tardío (DOMS), pérdida de fuerza y menor rango de movimiento (ROM) (Chen T, et. al 2011). Estas alteraciones se pueden observar a lo largo de la línea Z presente en el sarcómero, las cuales contribuyen a la producción y transmisión de fuerza (Power G, 2012). En un estudio se evidenció que el DMIE en las estructuras contráctiles del músculo induce una disminución de la fuerza y la capacidad de producir torque (Skarabot J, et. al, 2019). En adición, Goodall et al. (2017), sugieren que tales alteraciones en el aparato contráctil pueden explicar las disminuciones de fuerza máxima durante los primeros 3 días posterior a la exposición a un daño muscular inducido por ejercicio excéntrico. Estos resultados se deben a la falla del proceso de acoplamiento excitación-contracción, en donde existe una disminución de la tasa de liberación de calcio (Ca++) del retículo sarcoplásmico, impidiendo la contracción de las fibras musculares dañadas DMIE. A pesar de esto, Byrne et al. (2004) menciona en su estudio que posterior a un DMIE se pueden obtener mayores niveles de fuerza submáxima a expensas de un mayor requerimiento de las unidades motoras y/o de la frecuencia de descarga, aumentando la percepción del esfuerzo. Con respecto a este último punto, Brentano et al. (2017) concluyeron que en un super set de ejercicios que involucran a un mismo grupo muscular existe un aumento en la amplitud de la actividad electromiográfica (EMG) a medida que se realizan las repeticiones desde la primera a la última serie. Por lo tanto, con estos antecedentes podríamos esperar que el DMIE va a afectar la contracción muscular, no sólo desde el punto de vista estructural, sino que además podría aumentar la generación del potencial de acción y con esto aumentar la señal EMG.

La contracción muscular se logra gracias a una serie de estímulos que generarán cambios de tipo mecánicos, químicos y neurofisiológicos, siendo este último conocido como potencial de acción sobre la membrana muscular.

Este fenómeno es fundamental, no sólo para el procesamiento y la transmisión de información en el sistema nervioso, sino que también para la

contracción muscular y liberación de hormonas de ciertas células endocrinas (Raghavan M. et. al, 2019).

Las membranas celulares muestran un cambio gradual en el potencial de membrana en proporción a la intensidad del estímulo, el cual se revierte al cesar el potencial de membrana volviendo a su estado de reposo, así mismo, la clave de esta respuesta celular a estímulos supraumbrales es la presencia de canales de iones de Sodio (Na+) y Potasio (K+) dependientes de voltaje. Estos serán fundamentales para que se produzca un potencial de acción, el cual se puede resumir en tres fases iniciando con el potencial de reposo, el cual se define como el estado de equilibrio en las concentraciones de Na+ con valores ≈ 440 mMol en el medio extracelular y K+ con valores ≈ 400 mMol en el medio intracelular manteniendo el potencial de membrana entre -90 a -70 mV. En segundo lugar, cuando se genera un estímulo desencadenante se da comienzo a la despolarización, en donde ocurre un cambio en el potencial de membrana permitiendo la entrada de Na+ por los canales dependientes de voltaje elevando el potencial de membrana a unos +50 mV. Por último, ocurre la repolarización de la membrana celular, permitiendo la salida de Na+ y favoreciendo la entrada de K+, logrando el equilibrio inicial de -90 a -70mV. (Figura 1).

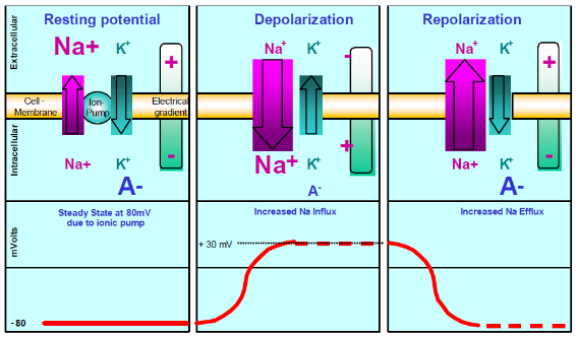


Figura 1. Esquema del ciclo despolarización/repolarización dentro de una membrana excitable. (The ABC of EMG, 2006) Konrad, P (2006).

Considerando que la cantidad de reclutamiento y/o la tasa de descarga de las unidades motoras inciden en el potencial de acción y por lo tanto en la producción de fuerza muscular, debemos considerar la probabilidad que cualquier aumento en la EMG posterior al daño muscular inducido por ejercicio sea producto de un cambio en una o ambas propiedades de los potenciales de acción en las unidades motoras (Semmler J. 2014). Dartnall et al. (2009)

evidenció una disminución en el umbral de reclutamiento de unidades motoras de un 40% en el bíceps braquial inmediatamente después y 24 h posterior a la exposición de un ejercicio excéntrico. Este hallazgo sugiere que hubo un mayor reclutamiento de unidades motoras del bíceps braquial durante la misma fuerza máxima después del ejercicio excéntrico, posiblemente debido al aumento de la actividad del músculo antagonista y/o fatiga, lo que contribuye al aumento de la señal EMG del bíceps braquial para las contracciones de menor fuerza. Por el contrario, la velocidad del potencial de acción sufre una disminución por el DMIE. Los investigadores Hedayatpour et al. (2009) fueron los primeros en mostrar una disminución entre un 6-10% en la velocidad de conducción de la unidad motora en el músculo vasto lateral durante contracciones de fuerza entre un 10 y 30% de la contracción voluntaria máxima (CVM) cuando se realizan a las 24 y 48 h posteriores del ejercicio excéntrico. Estos hallazgos en las propiedades de reclutamiento, tasa de descarga y/o velocidad de conducción del potencial de acción sugieren que existe una contribución importante en el aumento de la señal EMG posterior a la exposición de daño muscular inducido por el ejercicio.

La adquisición de señales que representan a la actividad muscular se obtiene a través de un procedimiento llamado electromiografía de superficie (EMG). Criswell E. en su libro Cram's Introduction to Surface Electromyography la define como un campo especializado en el uso de herramientas electrónicas para medir la señal eléctrica de los músculos, con el fin de analizar los datos y mostrar los resultados. Al medir la señal eléctrica se obtiene la sumatoria de cambios de voltaje en una dimensión témporo-espacial, las cuales son emitidas por las unidades motoras (UM) musculares, que a su vez está controlada por el sistema nervioso (Chowdhury R. et. al, 2013).

Dichas UM son consideradas como la unidad funcional más pequeña que describe el control neuronal del proceso de contracción muscular. Cada unidad motora consiste en una alpha-motoneurona que lleva el impulso nervioso hacia las placas motoras terminales activando las fibras musculares que inerva, las cuales pueden variar en número dependiendo de la especificidad del músculo (Figura. 2).

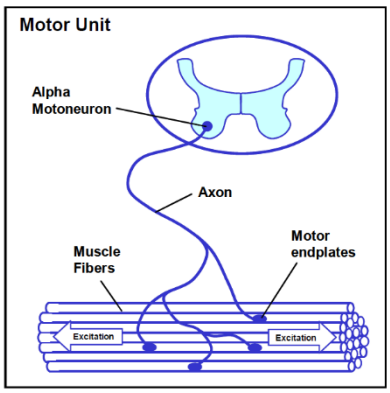


Figura 2. Representación esquemática de una unidad motora (MUAP) (The ABC of EMG, 2006) Konrad, P (2006).

En cada una de las fibras musculares dentro de una unidad motora se propagará el potencial de acción de forma bidireccional, de un tamaño similar y de manera sincrónica, debido a que la región de la placa terminal está relativamente focalizada en el punto medio de las fibras musculares y su diámetro es relativamente homogéneo (Raghavan M. et. al, 2019).

Como se ha descrito anteriormente, la señal EMG se basa en la captación de los potenciales de acción en la membrana de la fibra muscular resultantes de la despolarización y procesos de repolarización. Esta señal se compone de la sumatoria temporal y espacial de los potenciales de acción, por lo que, a pesar de que cada MUAP puede variar en cuanto al reclutamiento y a la frecuencia de disparo, al final se adquiere el reclutamiento total de todos los MUAP´s (Figura 3).

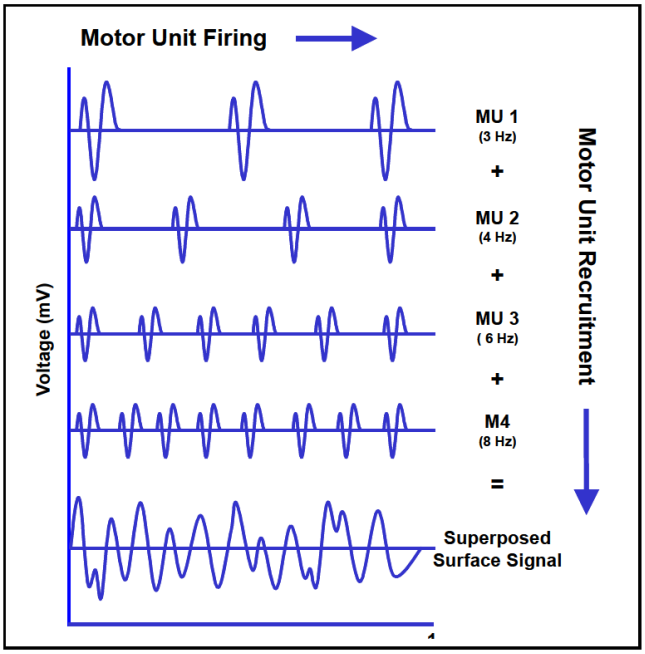


Figura 3. Reclutamiento y frecuencia de disparo de las unidades motoras que modulan la fuerza y se refleja en la superposición final de la EMG *(The ABC of EMG, 2006)* Konrad, P (2006).

Una vez que se adquiere la señal EMG de un músculo en activación, obtendremos una señal a la cual se le denomina señal bruta o sin procesar, en donde se aprecia una línea basal determinada por el potencial de membrana, un período de contracción muscular activa (Burst) y un período de reposo entre contracciones musculares (Figura 4). (Konrad P, 2006)

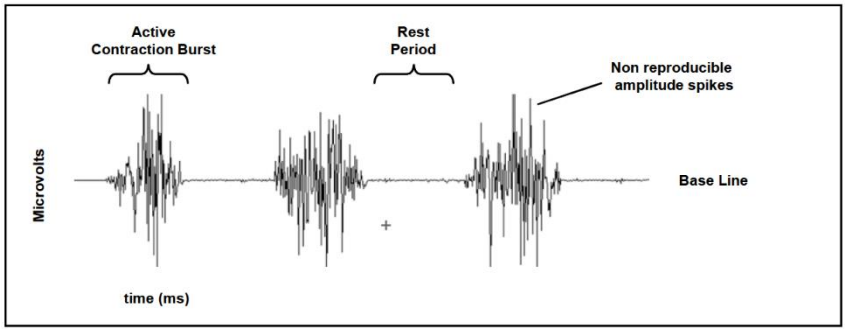


Figura 4. Registro de la señal EMG sin procesar de 3 ráfagas de contracciones del músculo bíceps braquial (The ABC of EMG, 2006) Konrad, P (2006).

En términos generales la EMG de superficie nos ayuda a registrar la actividad mioeléctrica del músculo cuando se ejecuta algún movimiento simple como una extensión de rodilla o más complejo donde se compromete más de una articulación como el análisis de la activación muscular en la carrera. Esto se puede llevar a cabo para el análisis de diferentes condiciones. Una de ellas es el comportamiento de la señal EMG posterior al DMIE, en el cual se pueden observar el aumento en la amplitud EMG, aumento en las fluctuaciones de fuerza durante contracción sostenida y la disminución de la velocidad de conducción nerviosa (Stozer A et. al, 2020). Con respecto al DMIE y el control neuromuscular un estudio evidenció un aumento de la actividad eléctrica muscular 12 horas posteriores al DMIE, en un esfuerzo submáximo del bíceps braquial, el cual fue significativamente mayor en el grupo experimental en comparación con el control (Plattner K, et. al, 2011). Hassani et. al (2006), también evidenciaron un aumento en la amplitud de la señal EMG de forma gradual hacia el final de una prueba fatigante submáxima de los músculos vasto medial y vasto lateral del cuádriceps. En adición, Semmler et. al (2007) también evidencio un incremento de la señal EMG inmediatamente después del protocolo de DMIE realizado en el triceps braquial. En síntesis, se logra visualizar que el DMIE alterará la señal EMG de diferentes grupos musculares, debido a la alteración estructural de las fibras musculares, la cual aumentará el requerimiento las UM y/o la frecuencia de descarga.

Los estudios antes mencionados están principalmente enfocados en abordar el comportamiento de la musculatura en ejercicios aislados y se evalúan las alteraciones por grupo muscular, sin embargo, las señales EMG también pueden ser consideradas para la evaluación de movimientos más complejos y pluriarituculares como la carrera, las que requieren de una secuencia compleja y una combinación de activaciones musculares que incluyen una interacción de fuerzas musculares y fuerzas externas (inerciales, gravitatorias y de reacción) (Albertus-Kajee Y, et. al 2011). Además, el ciclo de la carrera presenta una disminución del tiempo en la fase de apoyo y un aumento en la fase de vuelo, llegando a presentar una fase de doble vuelo. (Figura. 5) (Dugan S, et. al 2005).

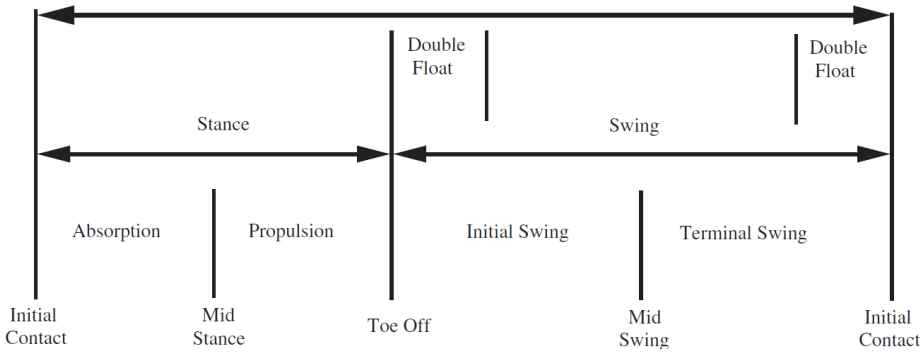


Figura 5. Esquema del ciclo de la carrera con sus fases y componentes individuales (Dugan S, et. al 2005).

Durante las diferentes fases de la carrera y gracias a la EMG podemos analizar los patrones básicos de activación muscular. Un estudio de Gendezman M et. al (2007), en el cual analizan el comportamiento de los perfiles de EMG de los músculos del miembro inferior involucrados en la carrera (Figura 6), agruparon los músculos de acuerdo con su función y en base a sus perfiles EMG, similares para caminar: (1) un grupo de cuádriceps: Vasto medial, Vasto Lateral y Recto Femoral; (2) un grupo de isquiotibiales: Biceps Femoral, Semitendinoso y Semimembranoso; (3) un grupo del segmento pierna: Sóleo, Gastrocnemio medial, Gastrocnemio Lateral y Peroneo largo; (4) un grupo glúteo: Glúteo mayor y Glúteo medio; quedando de forma aislada el Tibial anterior. Tras esta agrupación concluyeron que los perfiles de activación muscular se mantuvieron constantes durante la carrera. El grupo de cuádriceps presenta una activación en la fase inicial de apoyo debido principalmente por la amortiguación de la carga (Mero A et. al, 1987; Jönhagen S et.al, 1996; Cappellini G et. al, 2006), no obstante, el músculo recto anterior presenta una activación en la fase de vuelo, lo que indica una participación importante en la flexión de cadera (Mero A et. al, 1987; Gendezman M et. al 2007). En el caso de los isquiotibiales presentan un doble peak de activación, uno de mayor amplitud al final de la fase de vuelo controlando la extensión de rodilla de forma excéntrica y el otro de menor amplitud en la fase de apoyo. En cuanto al grupo de los músculos ubicados en la pierna, presentan una activación previa a la fase de apoyo, logrando su peak en el 25% de esta fase correlacionado con el momento del impulso (Jönhagen S et.al, 1996), finalizando su activación previa al despegue de los dedos.

Continuando con el grupo de la musculatura glútea, estos presentan una doble activación durante el ciclo de la carrera, en donde su primer peak, se encuentra al inicio de la fase de apoyo contralando la articulación de la cadera en el plano frontal, mientras que el segundo peak se encuentra a la mitad de la fase de vuelo y corresponde a la activación del glúteo mayor, con el fin de estabilizar el tronco (Marzke y cols., 1988). Por último, el músculo tibial anterior, que con el fin de controlar la plantiflexión, presenta una activación posterior al despegue de los dedos durante toda la fase de vuelo con un peak de activación previo a la fase de apoyo, disminuyendo abruptamente en el contacto inicial (Gendezman M et. al 2007).

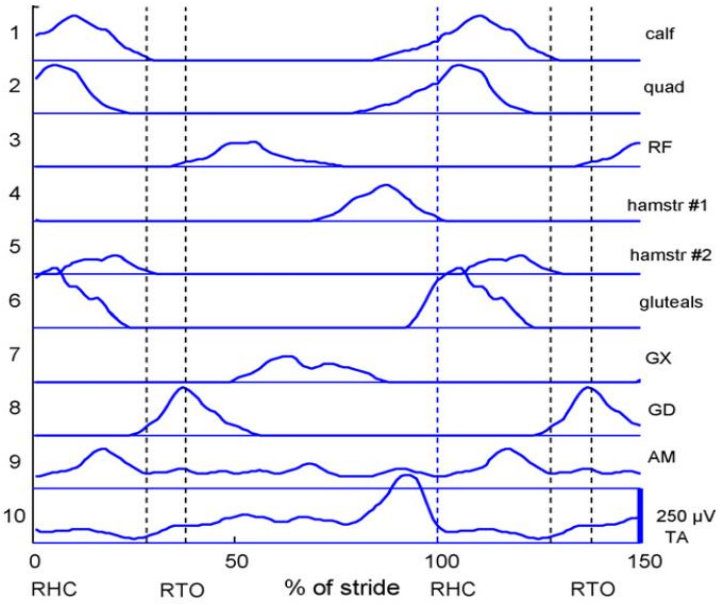


Figura 6. Patrones básicos de ejecución de EMG, representados en las funciones FF. El El número k de la función FF se muestra a la izquierda y el nombre a la derecha. Las líneas de puntos verticales muestran el contacto inicial (0/100%) y el despegue de los dedos, que se encuentra entre 37% a 2,25 m/s y 28 % a 4,5 m/s (Gendezman M et. al, 2007).

Algunos investigadores han logrado analizar estos patrones de activación durante la carrera en diferentes condiciones. Yaserifar M et. al, investigaron si las propiedades temporales en la coordinación intermuscular son influenciadas por la carrera en pasto, concreto o treadmill, concluyendo que los patrones de activación no se modifican comparando las tres superficies, pero si hay un mayor tiempo de reclutamiento muscular (H duty) cuando se corre sobre el césped (Yaserifar M et. al, 2023). En la misma línea, estos investigaron si la variabilidad

EMG de los miembros inferiores durante la carrera puede verse influenciada por la superficie de carrera, concluyendo que la variabilidad de EMG aumenta cuando se corre sobre cemento y césped en comparación con la carrera en treadmill (Yaserifar M et. al, 2022).

En resumen, de la información citada, la musculatura activada en la fase de apoyo es; el vasto lateral, vasto medial, glúteo medio, glúteo mayor, isquiotibiales, gastrocnemios y sóleo, mientras que en la fase de vuelo son; el recto anterior del cuádriceps, el glúteo mayor y tibial anterior. Por otra parte, las amplitudes de la señal se pueden ver modificadas por la superficie y el DMIE. Sin embargo, hay una falta de información en entender si posterior al DMIE se modificará la amplitud de la señal EMG durante la carrera y su influencia sobre la velocidad de carrera. En este contexto, nosotros creemos que después del DMIE la señal EMG de los músculos del miembro inferior tendrán una mayor amplitud de la señal.

Objetivo general

- Investigar el comportamiento neuromuscular del tren inferior influenciado por la velocidad de carrera, antes y después de un protocolo de daño muscular inducido por ejercicio.

Objetivos específicos

- Calcular la potencia de la señal RMS durante la carrera de los músculos vasto lateral, vasto medial, glúteo medio, gastrocnemio lateral, tensor de la fascia lata y tibial anterior, antes y después del protocolo DMIE.
- Identificar la actividad EMG durante la carrera de los músculos vasto lateral, vasto medial, glúteo mayor, gastrocnemio lateral, tensor de la fascia lata y tibial anterior, antes y después del protocolo de DMIE.
- Comparar la potencia de la señal RMS de los músculos vasto lateral, vasto medial, glúteo medio, gastrocnemio lateral, tensor de la fascia lata y tibial anterior por velocidades entre los días previos, 24, 48 Y 72 horas al protocolo de DMIE.

Hipótesis

El daño muscular inducido por ejercicio provocará un aumento en la potencia de la señal EMG posterior al protocolo en los músculos vasto lateral, vasto medial, glúteo mayor, gastrocnemio lateral, tensor de la fascia lata y tibial anterior durante la carrera en sus diferentes velocidades.

Metodología

Sujetos y protocolo

Se evaluaron a 10 hombres sanos (edad: 29.4 ± 2.71; peso: 81.4 ± 11.08; estatura: 1.82 ± 0.04; índice de masa corporal: 24.95 ± 3.04; Tabla N°1), todos con un nivel alto de actividad física según el cuestionario mundial de actividad física G-PAQ (Actividad física vigorosa 2524.44 ± 924.4 MET x minutos x semana y actividad física moderada 2608.89 ± 232.29 MET x minutos x semana) (Anexo n°1). El tamaño de la muestra se obtuvo a partir del cálculo de la variable amplitud de la señal EMG, estudiada en personas deportistas (futbolistas) por Hegyi a. et. al. 2019 *"Individual Region- and Muscle-specific Hamstring Activity at Different Running Speeds".*

Se considera un alfa de 0.05, un poder estadístico de 0.90, un efecto del tamaño de 1.25, a un análisis de dos colas. Según esto, se determinó una muestra de 10 sujetos. Este análisis se realizó con el software G*Power 3.1.

Los criterios de exclusión fueron las lesiones musculo-esqueléticas y/o lesiones osteo-articulares que impidan realizar una carrera de forma habitual. Además, comorbilidades tales como cardiovasculares, metabólicas, respiratorias y de salud mental y no realizar entrenamiento de resistencia de tren inferior de manera habitual dentro de los últimos 6 meses previo al estudio. Este proyecto ha sido aprobado por el comité ético científico de la Universidad Finis Terrae (ID: 23-047). La participación de los sujetos fue de forma voluntaria y posteriormente a la firma del consentimiento informado aprobado (ver párrafo de ética, Anexo n°3).

Tabla 1. Características descriptivas (promedios - desviación estandar) de los participantes.

Variable	Promedio ± DE
Edad (años)	29.4 ± 2.71
Peso (Kg)	81.4 ± 11.08
Estatura (m)	1.82 ± 0.04
IMC(m/Kg^2)	24.95 ± 3.04
Sexo	Masculino
Sujetos	10

Promedios y desviación estándar (DE) de las características descriptivas de los participantes (edad, estatura, peso y el índice de masa corporal).

Los participantes realizaron durante una semana el protocolo de intervención de estudio, el cual se explica a continuación: el primer día se realizó una prueba de esfuerzo incremental en cicloergómetro (Ergoline, Ergoselect 200, Alemania) para determinar la potencia máxima (POmáx). La prueba incremental consistió en pedalear entre 55 y 60 revoluciones por minuto (rpm) a 50 watts durante 3 minutos, para luego ir incrementando la potencia en 25 watts cada 1 minuto (Peñailillo L et. al, 2020). Se consideró como mínimo una POmáx de 200 Watts (POmáx: 245 ± 46.84 watts) para poder realizar el protocolo de daño muscular (Peñailillo L et. al, 2020). Posterior a esta medición, el segundo día consecutivo los participantes realizaron cinco pruebas de 30 segundos de carrera sobre el tapiz rodante instrumentalizado con una plataforma de fuerza (Arsalis, Bélgica) adaptada al tapiz rodante (HP Cosmos, Alemania) de los cuales se extrajeron los últimos 10 segundos de la actividad EMG. Para realizar las pruebas se les solicitó ocupar las mismas zapatillas durante todo el periodo de evaluación. La velocidad de evaluación considerada fue de 10, 12, 14, 16 y 18 km/hr y se realizó antes del protocolo de daño muscular, posterior, 24, 48 y 72 horas posteriores (Figura 8). Se consideró también la evaluación de dolor con la escala visual análoga (EVA) y de presión con el algómetro (Wagner, modelo force one, USA) previo y posterior a cada uno de los días del protocolo de intervención (Tabla N°2).



Figura 8. Esquema del protocolo de intervención.

Protocolo de daño muscular

Los participantes fueron sometidos a un protocolo de daño muscular durante 30 minutos en un cicloergómetro excéntrico (Eccentric trainer, Metitur, Finland) al 100% de la POmáx evaluada en un protocolo incremental en el cicloergómetro. Este protocolo fue utilizado en el estudio realizado por Jannas S, et. al (2022) y Peñailillo L et. al (2013 y 2020).

Para la obtención de las señales EMG se utilizaron 6 electrodos inalámbricos marca Delsys (USA) ubicados en los músculos glúteo medio, vasto lateral, vasto medial, tensor de la fascia lata, gastrocnemio lateral y tibial anterior. Los electrodos fueron ubicados según en el protocolo de Surface electromyography for non-inasive assessment of muscle (SENIAM). Primero, se consideró para cada músculo el mayor perímetro con respecto al vientre muscular con el músculo en contracción. Luego se realizó el tratamiento de la piel, el cual consistió en afeitar la zona a evaluar y limpiar con “Alcohol Pads”.

Para la adquisición de la señal EMG se utilizó el programa Delsys EMG Works, mientras que para el registro de los datos utilizaremos el programa Delsys Acquisition. Por último, para la extracción de los datos utilizaremos Delsys file util.

Procesamiento de la señal EMG

Posterior a la adquisición de las señales EMG se seleccionó una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. Luego, se utilizó un filtro Butterworth de segunda orden, con un paso de banda (band pass filter) desde los 20 Hz (Low pass) hasta los 450 Hz (High pass). Posteriormente, se rectificó la señal filtrada hacia valores positivos desde la línea de base. Por último, se obtuvo la potencia de la señal con el cálculo de la raíz media cuadrática, que en inglés se denomina Root mean square (RMS).

La conversión de RMS está representada por la siguiente ecuación matemática:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N} x_n \text{^} 2}$$

17

Donde:

N es el número de puntos de la señal

Xn son los valores de la señal

El proceso implica elevar cada valor de la señal al cuadrado, calcular la media de estos valores y luego tomar la raíz cuadrada del resultado.

Por último, la identificación del ciclo de la carrera se realizó con los datos del componente vertical (Fv) de la fuerza de reacción del piso (FRP) obtenidos con la trotadora instrumentalizada (Arsalis, Bélgica) con una frecuencia de grabación de 2000 Hz. Se tomó como referencia el 5% del peso corporal para la identificación del contacto de talón y el despegue de los dedos (Mesquita R, et. al, 2020). En adición, todo el procesamiento de la señal EMG y la identificación del ciclo de la carrea se utilizó el programa Matlab (R2022b, Mathworks Inc., Natick, MA USA).

Análisis estadístico

Los datos fueron testeados para normalidad con el test de Shapiro-Wilk. Se utilizaron los promedios y desviaciones estándar para la descripción de las variables. El nivel de significancia utilizado fue de $p<0.05$. Para el análisis del efecto del tiempo en el dolor y presión se utilizó el test de ANOVA de una vía y el test de Dunnett para comparación múltiple. Por otra parte, para la variable en estudio se utilizó el test ANOVA de 2 vías para analizar efecto del tiempo (Pre, post, 24H, 48H, 72H) y la velocidad. Además, para la comparación múltiple del tiempo por velocidades se realizó una prueba post-hoc de Sidak. Los datos fueron analizados con el software GrpahPad Prism versión 7.0.

Aprobación de ética

El presente estudio y su documentación de ética fue realizado basándose en la declaración de Helsinki y además aprobado por la comisión de ética de la Universidad Finis Terrae, Chile en el 28 de agosto de 2023, sesión n° 12. El ID de aprobación de protocolo es 23-047.

Resultados

Los 10 participantes completaron el protocolo de intervención. En la medición de presión no se encontraron diferencias significativas. Sin embargo, el dolor muscular evidenció un efecto tiempo (p= 0,0001). En su comparación múltiple se encontró un incremento gradual desde la evaluación posterior (POST) hasta las 72 H (Tabla N°2).

Tabla 2. Dolor y presión (promedios - desviación estándar) de los participantes durante el tiempo de evaluación.

	Pre	Post	24H	48H	72H
Variable	**Promedio + DE**				
Dolor (EVA)	0 ± 0	*23.33 ± 18.02	*43.33 ± 21.21	*51.11 ± 22.04	*34.44 ± 22.56
p value		0.0197	<0.0001	<0.0001	0.0005
Presión (N)	84.55 ± 10.76	85.35 ± 21.41	77.07 ± 20.16	65.61 ±15.48	73.43 ± 18.81

Promedios y desviación estándar (DE) de dolor medido con la escala visual análoga (EVA) y de presión en Newtons (N). Los valores de *p* corresponden a la prueba de comparación múltiple de Dunnett´s, donde * significa que existe una diferencia significativa en el tiempo (p< 0.05)

Influencias de las velocidades y el tiempo sobre RMS de la señal muscular

En la potencia de la señal se encontraron diferencias significativas con respecto a la velocidad en todos los músculos evaluados (p< 0.05), mientras que en el tiempo solo se encontró una diferencia significativa para los músculos vasto medial, vasto lateral y gastrocnemio lateral (VM p= 0.0096; VL p= 0.0044; GL p= 0.0051; TA p= 0.1624; GM p= 0.2212; TFL p= 0.1021).

El VM y VL del cuádriceps mostraron aumentos significativos en la potencia de la señal RMS. En la comparación múltiple del VM se observó entre la condición de carrera previa al protocolo de DMIE (PRE) vs la carrera posterior (POST) en las velocidades 10 km y 18 km (p= 0.046; p= 0.0310, respectivamente), mientras que en el VL se observó entre las condiciones PRE,

POST y PRE vs 24 en las velocidades 10, 12, 14 y 16 km (10 km p= 0.0095; 12km pre-post p= 0.0113; 12km pre-24 p= 0. 0386; 14k pre-post p=0.0493; 14km pre-24 p= 0.0131; 16km pre-post p= 0.0339) (figuras 9 y 10).

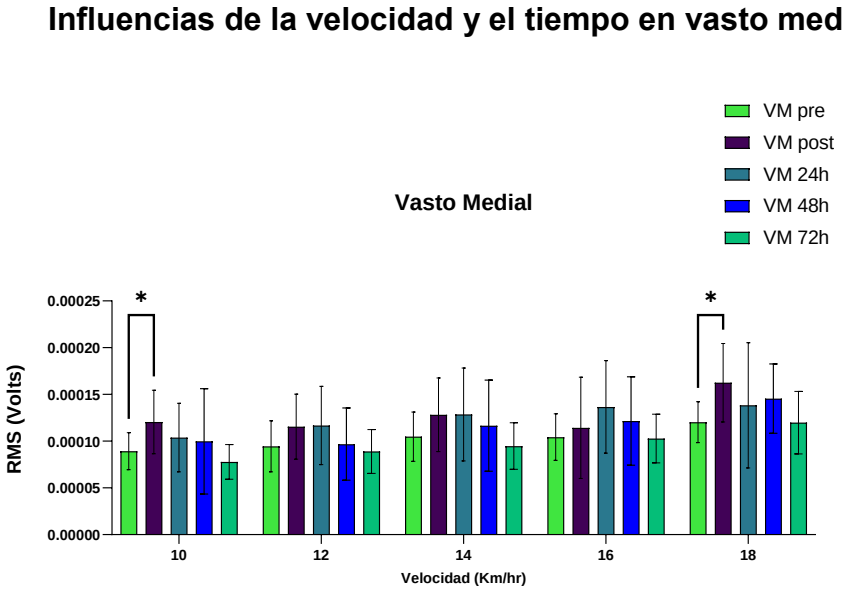


Figura 9. Promedios y desviación estándar de la potencia de la señal Root mean Square (RMS) expresado en Volts del músculo Vasto medial relativas a las velocidades de la carrera. * señala diferencias significativas entre la condición previa al DMIE (PRE) vs la medición posterior al protocolo (POST) (p< 0.05). El VM exhibe efectos en velocidad (p< 0.0001), tiempo (p< 0.0096) y sin interacción entre variables (p= 0.3849).

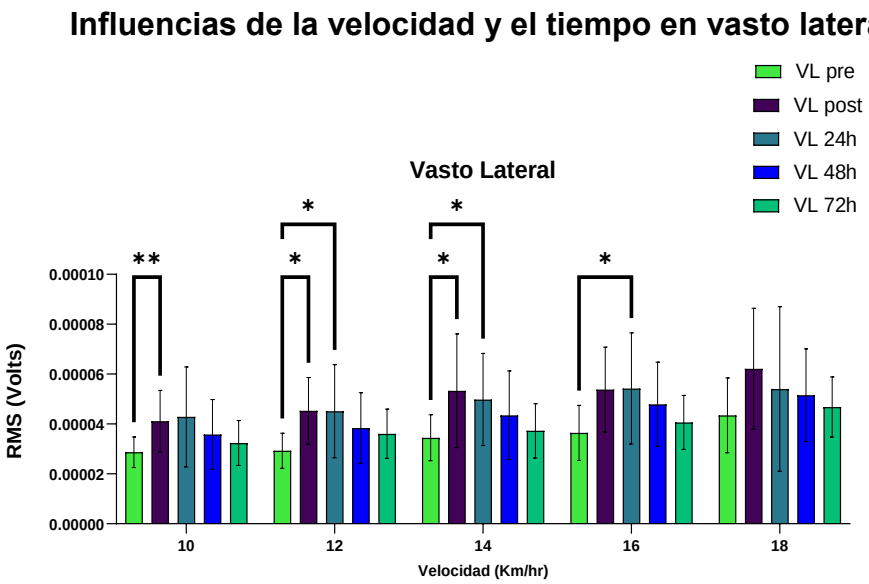


Figura 10. Promedios y desviación estándar de la potencia de la señal Root mean Square (RMS) expresado en Volts del músculo Vasto Lateral relativas a las velocidades de la carrera. ** señala diferencias significativas entre la condición previa al DMIE (PRE) vs la medición posterior al protocolo (POST) (P= 0.0094). * señala diferencias significativas entre la condición previa al DMIE, POST y 24H (p< 0.05). El VL exhibe un efecto en velocidad (p< 0.0001), tiempo (p< 0.0044) y sin interacción entre variables (p = 0.5660).

Con respecto a los músculos tibial anterior, gastrocnemio lateral, glúteo medio y tensor de la fascia lata no hubo aumentos significativos de la potencia de la señal RMS (figuras 11,12,13 y 14).

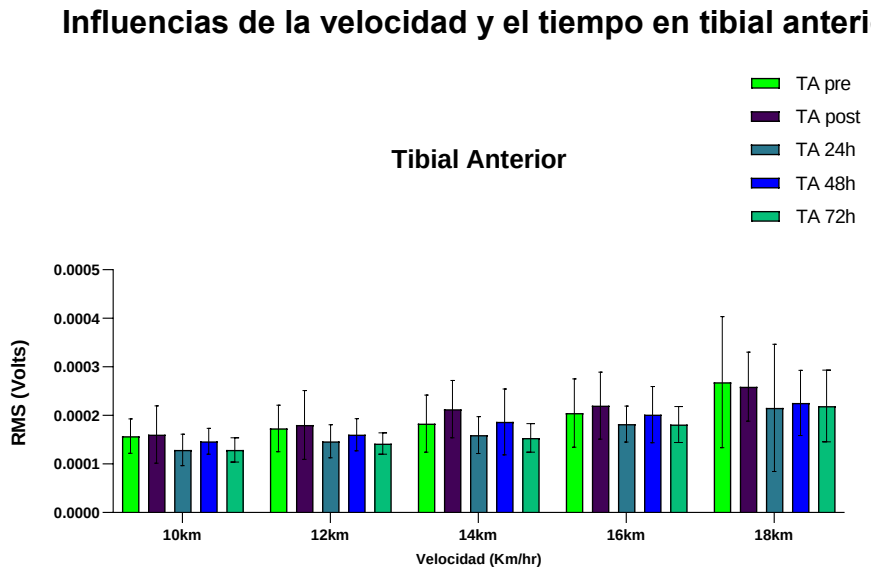


Figura 11. Promedios y desviación estándar de la potencia de la señal Root mean Square (RMS) expresado en Volts del músculo Tibial anterior relativas a las velocidades de la carrera.

Influencias de la velocidad y el tiempo en gastrocnemio lateral

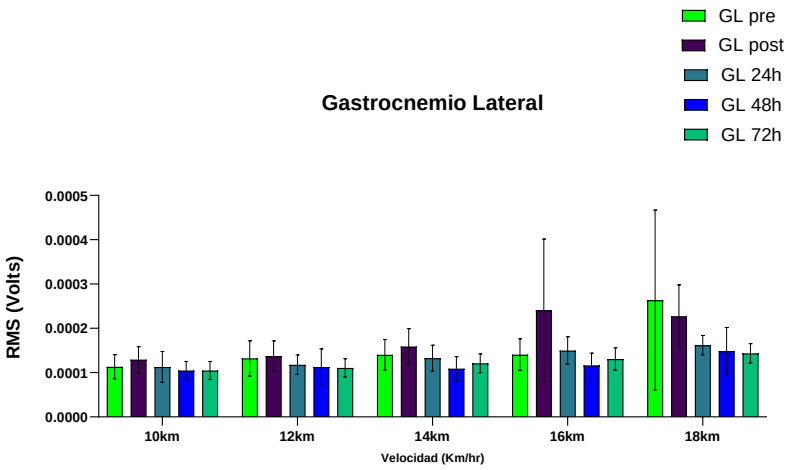


Figura 12. Promedios y desviación estándar de la potencia de la señal Root mean Square (RMS) expresado en Volts del músculo Gastrocnemio lateral relativas a las velocidades de la carrera.

Influencias de la velocidad y el tiempo en glúteo medio

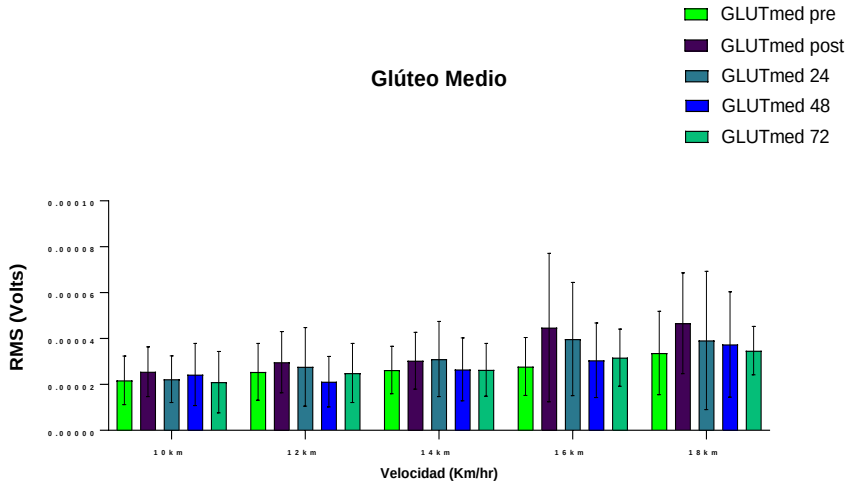


Figura 13. Promedios y desviación estándar de la potencia de la señal Root mean Square (RMS) expresado en Volts del músculo Glúteo medio relativas a las velocidades de la carrera.

Influencias de la velocidad y el tiempo en tensor de la fascia lata

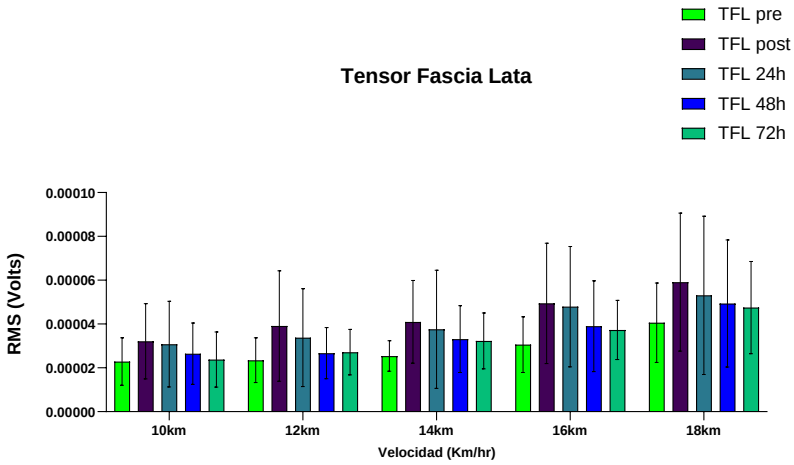


Figura 14. Promedios y desviación estándar de la potencia de la señal Root mean Square (RMS) expresado en Volts del músculo Glúteo medio relativas a las velocidades de la carrera.

Potencia de la señal RMS por velocidades

Si bien la señal EMG de los músculos presentan efectos independientes, la velocidad y el tiempo no interactúan entre sí, por lo que no influyen para modificar la variable que en este caso es la potencia de la señal (RMS). Para esto se decidió verificar el comportamiento de la variable en cada musculo y en cada una de las velocidades.

De los músculos evaluados el vasto medial, vasto lateral y el tensor de la fascia lata mostraron un aumento de la potencia de la señal RMS. En el caso del vasto medial, se observó en las velocidades 10km y 18km en la comparación entre la condición de carrera previa al protocolo de daño muscular (PRE) vs la carrera posterior (POST) (p= 0.0465; p= 0.0310). Por otra parte, en el musculo vasto lateral se encontraron diferencias en la comparación entre PRE vs POST y PRE vs 24 en las velocidades 10, 12, 14 y 16 km (10 km/h p= 0.0095; 12km/h pre-post p= 0.0113; 12km/h pre-24 p= 0. 0386; 14km/h pre-post p=0.0493; 14km/h pre-24 p= 0.0131; 16km/h pre-24 p= 0.0339). Por último, en el musculo tensor de la fascia lata hubo diferencias significativas en las velocidades 10km/h y 14km/h en las condiciones PRE vs Post (10km/h p= 0.0445; 14km/h p= 0.0345) (Anexo n°2).

Discusión

El objetivo de este estudio fue investigar el comportamiento neuromuscular del tren inferior durante la carrera antes y después de un protocolo de DMIE. Para esto se utilizó la comparación de la potencia señal EMG de los músculos VL, VM, GM, GL, TFL y TA a diferentes velocidades. Nosotros hipotetizamos que el DMIE provocaría un aumento en la potencia de la señal EMG posterior al protocolo en los músculos evaluados, sin embargo, nuestros resultados confirman la hipótesis de manera parcial debido a que los músculos no respondieron de la misma forma.

Nuestro hallazgo principal fue un aumento de la señal EMG posterior y 24 h después del protocolo DMIE en los músculos VM y VL respectivamente (Figura N°9 y 10). Este aumento en la potencia de la EMG puede estar influenciado por la alteración de las estructuras de las fibras musculares y su capacidad para producir fuerza (Chen T, et. al 2011; Power G, 2012; Skarabot J, et. al, 2019), ya que para obtener mayores niveles de fuerza submáxima se requiere un mayor reclutamiento de las unidades motoras y/o de la frecuencia de descarga (Byrne et. al, 2004). Así mismo, se observó un aumento de la potencia de la señal EMG en estudios de fuerza posterior al DMIE (Brentano et. al, 2017; Stozer A et. al, 2020; Plattner K, et. al, 2011; Hassani et, al. 2006). Este hallazgo se explicaría por la presencia de un mayor porcentaje de fibras musculares tipo II en los músculos VM y VL (Polgar J, et. al, 1973). El DMIE afectarían las fibras musculares de contracción rápida tipo II las cuales se fatigarían más rápido, lo que induciría a un mayor reclutamiento de UM al inicio de la carrera (Hausswirth C, et. al, 2000; Vromans M, et. al, 2018).

Por otra parte, este aumento de la señal EMG no se observa en todas las velocidades. En los músculos VM y VL se observó un aumento de la señal EMG a los 10 km/h, lo cual se sustenta en el estudio de Hausswirth C, et. al (2000) en el cual concluyeron que existe un mayor reclutamiento de fibras tipo II al inicio de la carrera, no obstante, este aumento se evidenció en las velocidades 12 km/h, 14 km/h y 16 km/h para les músculo VL y a los 18 km/h para el músculo VM. Con estos antecedentes y al no tener estudios que involucren el patrón de la señal EMG en la carrera posterior a un protocolo DMIE, podríamos especular

que el DMIE influye en las propiedades de reclutamiento, tasa de descarga y/o velocidad de conducción del potencial de acción debido al mayor requerimiento de fibras musculares que no se encuentran alteradas.

Con respecto a los músculos que no presentaron diferencias en el aumento de la señal EMG (GM, GL, TA y TFL), creemos que el protocolo de DMIE utilizado para este estudio no generaría daño en las estructuras de estos músculos, debido a que el cicloergómetro excéntrico utilizado sólo provoca una mayor demanda de la musculatura extensora de rodilla. Esto se observó en el estudio de Green D, et. al (2018), que, durante un esfuerzo máximo en la ejecución en un cicloergómetro excéntrico, el torque y la potencia aumentan en mayor medida en comparación a la ejecución concéntrica a la misma cadencia, a su vez, el peak de torque se observó en un menor ángulo del pedal (entre 40° y 50°), lo que se traduce en un rango de flexión de rodilla (entre 80° y 90° aproximadamente).

Si bien el DMIE genera un aumento de la señal EMG de los músculos Vasto medial y lateral, éste vuelve a valores basales, siendo necesarias 48 H de recuperación para una respuesta neuromuscular eficiente durante la carrera. Esta recuperación tardía puede estar relacionada con lo expuesto por Goodall et. al (2017), lo cuales observaron que las alteraciones en el aparato contráctil pueden explicar la disminución de fuerza máxima tres días posterior a una exposición de DMIE, a consecuencia de una disminución de la tasa de liberación de calcio impidiendo la contracción de las fibras musculares dañadas. Además, la velocidad de conducción de las UM disminuye entre 24-48 H posterior a un protocolo de ejercicio excéntrico (Hedayatpour N, et. al, 2009).

Por último, consideramos la evaluación del dolor (EVA) por los reportes realizados en estudios previos (Chen T, et. al 2011; Byrne C, et. al 2004; Jannas-Vela, S, et. al, 2022), para tener un parámetro de las sensaciones de los participantes durante los días de evaluación provocadas por el DMIE, el cual se observó un aumento en la escala análoga de dolor (EVA) inmediatamente después y los días posteriores al DMIE, con un peak a las 48 h y declinando a las 72h, mostrando un comportamiento similar a los estudios anteriores.

Conclusiones

El EIMD indujo un aumento en la activación de los músculos extensores de la rodilla inmediatamente y 24 horas después, lo que se evidenció al correr a en diferentes velocidades. Además, el nivel de actividad muscular volvió a la normalidad 48 horas después de la EIMD, lo que sugiere que el daño muscular conduce a modificaciones en el patrón de respuesta neuromuscular hasta 48 horas después, muy probablemente asociado a una modificación del patrón neuromuscular de carrera.

Referencias

1. Albertus-Kajee, Y., Tucker, R., Derman, W., Lamberts, R. P., & Lambert, M. I. (2011). Alternative methods of normalising EMG during running. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *21*(4), 579–586.
2. Brentano, M. A., Umpierre, D., Santos, L. P., Lopes, A. L., Radaelli, R., Pinto, R. S., & Kruel, L. F. M. (2017). Muscle Damage and Muscle Activity Induced by Strength Training Super-Sets in Physically Active Men. Journal of strength and conditioning research, 31(7), 1847–1858.
3. Byrne, C., Twist, C., & Eston, R. (2004). Neuromuscular function after exercise-induced muscle damage: theoretical and applied implications. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, *34*(1), 49–69.
4. Cappellini, G., Ivanenko, Y. P., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2006). Motor patterns in human walking and running. *Journal of neurophysiology*, *95*(6), 3426–3437.
5. Chen, T. C., Lin, K. Y., Chen, H. L., Lin, M. J., & Nosaka, K. (2011). Comparison in eccentric exercise-induced muscle damage among four limb muscles. *European journal of applied physiology*, *111*(2), 211–223.
6. Chowdhury, R. H., Reaz, M. B., Ali, M. A., Bakar, A. A., Chellappan, K., & Chang, T. G. (2013). Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *13*(9), 12431–12466.
7. Dartnall, T. J., Rogasch, N. C., Nordstrom, M. A., & Semmler, J. G. (2009). Eccentric muscle damage has variable effects on motor unit recruitment thresholds and discharge patterns in elbow flexor muscles. Journal of neurophysiology, 102(1), 413–423.
8. de Oliveira Assumpção, C., Barreto, R. V., de Lima, L. C. R., Cardozo, A. C., de Lima Montebelo, M. I., Catarino, H. R. C., Greco, C. C., & Denadai, B. S. (2020). A single bout of downhill running attenuates subsequent level running-induced fatigue. *Scientific reports*, *10*(1), 18809.

9. Dugan, S. A., & Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and analysis of running gait. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, *16*(3), 603–621.
10. E. Criswell, Cram's Introduction to Surface Electromyography, U.K., London:Jones & Bartlett, 2010.
11. Gazendam, M. G., & Hof, A. L. (2007). Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. Gait & posture, 25(4), 604–614.
12. Green, D. J., Thomas, K., Ross, E. Z., Green, S. C., Pringle, J. S. M., & Howatson, G. (2018). Torque, power and muscle activation of eccentric and concentric isokinetic cycling. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *40*, 56–63.
13. Goodall, S., Thomas, K., Barwood, M., Keane, K., Gonzalez, J. T., St Clair Gibson, A., & Howatson, G. (2017). Neuromuscular changes and the rapid adaptation following a bout of damaging eccentric exercise. *Acta physiologica (Oxford, England)*, *220*(4), 486–500.
14. Hassani, A., Patikas, D., Bassa, E., Hatzikotoulas, K., Kellis, E., & Kotzamanidis, C. (2006). Agonist and antagonist muscle activation during maximal and submaximal isokinetic fatigue tests of the knee extensors. Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, 16(6), 661–668.
15. Hausswirth, C., Brisswalter, J., Vallier, J. M., Smith, D., & Lepers, R. (2000). Evolution of electromyographic signal, running economy, and perceived exertion during different prolonged exercises. *International journal of sports medicine*, *21*(6), 429–436.
16. Hedayatpour, N., Falla, D., Arendt-Nielsen, L., Vila-Chã, C., & Farina, D. (2009). Motor unit conduction velocity during sustained contraction after eccentric exercise. Medicine and science in sports and exercise, 41(10), 1927–1933.
17. Hegyi, A., Gonçalves, B. A. M., Finni, T., & Cronin, N. J. (2019). Individual Region- and Muscle-specific Hamstring Activity at Different Running Speeds. *Medicine and science in sports and exercise*, *51*(11), 2274–2285.
18. Howard, R. M., Conway, R., & Harrison, A. J. (2018). Muscle activity in sprinting: a review. *Sports biomechanics*, *17*(1), 1–17.

19. Jannas-Vela, S., Bustamante, A., Zbinden-Foncea, H., & Peñailillo, L. (2022). Plasma α-Actin as an Early Marker of Muscle Damage After Repeated Bouts of Eccentric Cycling. *Resarce quarterly for exercise and sport*, 1–8.
20. Jönhagen, S., Ericson, M. O., Németh, G., & Eriksson, E. (1996). Amplitude and timing of electromyographic activity during sprinting. Scandinavian journal of medicine & science in sports, 6(1), 15–21.
21. Konrad, P (2006). *The ABC of EMG: a practical introduction to kinesiological electromyography.* Noraxon INC, USA.
22. Martino, G., Ivanenko, Y. P., Serrao, M., Ranavolo, A., d'Avella, A., Draicchio, F., Conte, C., Casali, C., & Lacquaniti, F. (2014). Locomotor patterns in cerebellar ataxia. *Journal of neurophysiology*, *112*(11), 2810–2821.
23. Marzke, M. W., Longhill, J. M., & Rasmussen, S. A. (1988). Gluteus maximus muscle function and the origin of hominid bipedality. American journal of physical anthropology, 77(4), 519–528.
24. Mero, A., & Komi, P. V. (1987). Electromyographic activity in sprinting at speeds ranging from sub-maximal to supra-maximal. *Medicine and science in sports and exercise*, *19*(3), 266–274.
25. Mesquita, R. M., Dewolf, A. H., Catavitello, G., Osgnach, C., di Prampero, P. E., & Willems, P. A. (2020). The bouncing mechanism of running against hindering, or with aiding traction forces: a comparison with running on a slope. *European journal of applied physiology*, *120*(7), 1575–1589.
26. Peñailillo, L., Blazevich, A., Numazawa, H., & Nosaka, K. (2013). Metabolic and muscle damage profiles of concentric versus repeated eccentric cycling. Medicine and science in sports and exercise, 45(9), 1773–1781.
27. Peñailillo, L., Santander, M., Zbinden-Foncea, H., & Jannas-Vela, S. (2020). Metabolic Demand and Indirect Markers of Muscle Damage After Eccentric Cycling With Blood Flow Restriction. Research quarterly for exercise and sport, 91(4), 705–712.

28. Plattner, K., Baumeister, J., Lamberts, R. P., & Lambert, M. I. (2011). Dissociation in changes in EMG activation during maximal isometric and submaximal low force dynamic contractions after exercise-induced muscle damage. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *21*(3), 542–550.
29. Polgar, J., Johnson, M. A., Weightman, D., & Appleton, D. (1973). Data on fibre size in thirty-six human muscles. An autopsy study. *Journal of the neurological sciences*, *19*(3), 307–318.
30. Power-Alonzo G. (2012). Neuromuscular Function Following Lengthening Contractions. The School of Graduate and Postdoctoral Studies The University of Western Ontario London, Ontario, Canada.
31. Raghavan, M., Fee, D., & Barkhaus, P. E. (2019). Generation and propagation of the action potential. *Handbook of clinical neurology*, *160*, 3–22.
32. Semmler, J. G., Tucker, K. J., Allen, T. J., & Proske, U. (2007). Eccentric exercise increases EMG amplitude and force fluctuations during submaximal contractions of elbow flexor muscles. Journal of applied physiology (Bethesda, Md. 1985), 103(3), 979–989.
33. Semmler J. G. (2014). Motor unit activity after eccentric exercise and muscle damage in humans. Acta physiologica (Oxford, England), 210(4), 754–767.
34. Škarabot, J., Ansdell, P., Temesi, J., Howatson, G., Goodall, S., & Durbaba, R. (2019). Neurophysiological responses and adaptation following repeated bouts of maximal lengthening contractions in young and older adults. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, *127*(5), 1224–1237.
35. Stožer A, Vodopivc P, Križančić Bombek L. Pathophysiology of exercise-induced muscle damage and its structural, functional, metabolic, and clinical consequences. Physiol Res. 2020 Aug 31;69(4):565-598.

36. Vromans, M., & Faghri, P. D. (2018). Functional electrical stimulation-induced muscular fatigue: Effect of fiber composition and stimulation frequency on rate of fatigue development. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *38*, 67–72.
37. Yaserifar, M., & Oliveira, A. S. (2023). Inter-muscular coordination during running on grass, concrete and treadmill. European journal of applied physiology, 123(3), 561–572.
38. Yaserifar, M., & Souza Oliveira, A. (2022). Surface EMG variability while running on grass, concrete and treadmill. Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, 62, 102624.

Anexos

Anexo n°1: Cuestionario mundial de actividad física G-PAQ

Cuestionario Mundial sobre Actividad Física

(GPAQ)



Departamento de Enfermedades crónicas y Promoción de la Salud

Vigilancia y Prevención basada en la población

Organización Mundial de la Salud

20 Avenue Appia, 1211 Ginebra 27, Suiza

Para más información: www.who.int/chp/steps

Actividad física

A continuación, voy a preguntarle por el tiempo que pasa realizando diferentes tipos de actividad física. Le ruego que intente contestar a las preguntas, aunque no se considere una persona activa.

Piense primero en el tiempo que pasa en el trabajo, que se trate de un empleo remunerado o no, de estudiar, de mantener su casa, de cosechar, de pescar, de cazar o de buscar trabajo *[inserte otros ejemplos si es necesario]*. En estas preguntas, las "actividades físicas intensas" se refieren a aquéllas que implican un esfuerzo físico importante y que causan una gran aceleración de la respiración o del ritmo cardíaco. Por otra parte, las "actividades físicas de intensidad moderada" son aquéllas que implican un esfuerzo físico moderado y causan una ligera aceleración de la respiración o del ritmo cardíaco.

	Pregunta	**Respuesta**		**Código**
En el trabajo				
49	¿Exige su trabajo una actividad física intensa que implica una aceleración importante de la respiración o del ritmo cardíaco, como [*levantar pesos, cavar o trabajos de construcción*] durante al menos 10 minutos consecutivos? *(INSERTAR EJEMPLOS Y UTILIZAR LAS CARTILLAS DE IMÁGENES)*	Sí No	1 2 *Si No, Saltar a P 4*	P1
50	En una semana típica, ¿cuántos días realiza usted actividades físicas intensas en su trabajo?	Número de días	⌊__⌋	P2
51	En uno de esos días en los que realiza actividades físicas intensas, ¿cuánto tiempo suele dedicar a esas actividades?	Horas: minutos	⌊__⌋⌊__⌋ : ⌊__⌋⌊__⌋ hrs mins	P3 (a-b)
52	¿Exige su trabajo una actividad de intensidad moderada que implica una ligera aceleración de la respiración o del ritmo cardíaco, como caminar deprisa *[o transportar pesos ligeros*] durante al menos 10 minutos consecutivos? *(INSERTAR EJEMPLOS Y UTILIZAR LAS CARTILLAS DE IMÁGENES)*	Sí No	1 2 *Si No, Saltar a P7*	P4
53	En una semana típica, ¿cuántos días realiza usted actividades de intensidad moderada en su trabajo?	Número de días	⌊__⌋	P5

54	En uno de esos días en los que realiza actividades físicas de intensidad moderada, ¿cuánto tiempo suele dedicar a esas actividades?	Horas: minutos └─┴─┘ : └─┴─┘ hrs mins	P6 (a-b)
Para desplazarse			
En las siguientes preguntas, dejaremos de lado las actividades físicas en el trabajo, de las que ya hemos tratado. Ahora me gustaría saber cómo se desplaza de un sitio a otro. Por ejemplo, cómo va al trabajo, de compras, al mercado, al lugar de culto [*insertar otros ejemplos si es necesario*]			
55	¿Camina usted o usa usted una bicicleta al menos 10 minutos consecutivos en sus desplazamientos?	Sí 1 No 2 *Si No, Saltar a P 10*	P7
56	En una semana típica, ¿cuántos días camina o va en bicicleta al menos 10 minutos consecutivos en sus desplazamientos?	Número de días └─┘	P8
57	En un día típico, ¿cuánto tiempo pasa caminando o yendo en bicicleta para desplazarse?	Horas: minutos └─┴─┘ : └─┴─┘ hrs mins	P9 (a-b)
En el tiempo libre			
Las preguntas que van a continuación excluyen la actividad física en el trabajo y para desplazarse, que ya hemos mencionado. Ahora me gustaría tratar de deportes, fitness u otras actividades físicas que practica en su tiempo libre [inserte otros ejemplos si llega el caso].			
58	¿En su tiempo libre, practica usted deportes/fitness intensos que implican una aceleración importante de la respiración o del ritmo cardíaco como [*correr, jugar al fútbol*] durante al menos 10 minutos consecutivos? *(INSERTAR EJEMPLOS Y UTILIZAR LAS CARTILLAS DE IMÁGENES)*	Sí 1 No 2 *Si No, Saltar a P 13*	P10
59	En una semana típica, ¿cuántos días practica usted deportes/fitness intensos en su tiempo libre?	Número de días └─┘	P11

SECCIÓN PRINCIPAL: Actividad física (en el tiempo libre) sigue.			
Pregunta		**Respuesta**	**Código**
61	¿En su tiempo libre practica usted alguna actividad de intensidad moderada que implica una ligera aceleración de la respiración o del ritmo cardíaco, como caminar deprisa, [*ir en bicicleta, nadar, jugar al volleyball*] durante al menos 10 minutos consecutivos? *(INSERTAR EJEMPLOS Y UTILIZAR LAS CARTILLAS DE IMÁGENES)*	Sí 1 No 2 *Si No, Saltar a P16*	P13
62	En una semana típica, ¿cuántos días practica usted actividades físicas de intensidad moderada en su tiempo libre?	Número de días ⌊__⌋	P14
63	En uno de esos días en los que practica actividades físicas de intensidad moderada, ¿cuánto tiempo suele dedicar a esas actividades?	Horas: ⌊__⌋⌊__⌋ : minutos ⌊__⌋⌊__⌋ hrs mins	P15 (a-b)

Comportamiento sedentario				
La siguiente pregunta se refiere al tiempo que suele pasar sentado o recostado en el trabajo, en casa, en los desplazamientos o con sus amigos. Se incluye el tiempo pasado [ante una mesa de trabajo, sentado con los amigos, viajando en autobús o en tren, jugando a las cartas o viendo la televisión], pero no se incluye el tiempo pasado durmiendo. *[INSERTAR EJEMPLOS] (UTILIZAR LAS CARTILLAS DE IMÁGENES)*				
	64	¿Cuándo tiempo suele pasar sentado o recostado en un día típico?	Horas : minutos ⌊__⌋⌊__⌋ : ⌊__⌋⌊__⌋ hrs mins	P16 (a-b)
60	En uno de esos días en los que practica deportes/fitness intensos, ¿cuánto tiempo suele dedicar a esas actividades?		⌊__⌋⌊__⌋ : Horas: ⌊__⌋⌊__⌋ minutos hrs mins	P12 (a-b)

Valoración

	INTENSIDAD	DIAS A LA SEMANA	TIEMPO DEDICADO A LA ACTIVIDAD
AF EN EL TRABAJO	AF VIGOROSA/ALTA (P1)	(P2)	(P3)
	AF MODERADA (P4)	(P5)	(P6)

	INTENSIDAD	DIAS A LA SEMANA	TIEMPO EMPLEADO EN DESPLAZAMIENTO
AF AL DESPLAZARSE	AF MODERADA (P7)	(P8)	(P9)

	INTENSIDAD	DIAS A LA SEMANA	TIEMPO DEDICADO A LA ACTIVIDAD
AF EN EL TIEMPO LIBRE	AF VIGOROSA/ALTA (P10)	(P11)	(P12)
	AF MODERADA (P13)	(P14)	(P15)

ACTIVIDAD FISICA VIGOROSA ACUMULADA EN LA SEMANA con un gasto de 8 METS/min.				
	DIAS SEMANA > 10 min	TIEMPO al día (en minutos)	Minutos/ semana	METS semana
EN EL TRABAJO	(P2)	(P3)	P2 x P3	
EN EL TIEMPO LIBRE	(P11)	(P12)	P11 x P12	
Total semana	(P2 + P11)	(P3 + P12)	(P2 x P3) + (P11 x P12)	Minutos resultantes x 8

ACTIVIDAD FISICA MODERADA ACUMULADA EN LA SEMANA con un gasto de 4 METS/min.				
	DIAS SEMANA > 10 min	TIEMPO al día (en minutos)	Minutos/ semana	METS semana
EN EL TRABAJO	(P5)	(P6)	P5 x P6	
AL DESPLAZARSE	(P8)	(P9)	P8 x P9	
EN EL TIEMPO LIBRE	(P14)	(P15)	P14 x P15	
Total semana	(P5 + P8 + P14)	(P6 + P9 + P15)	(P5 x P6) + (P8 x P9) + (P14 x P15)	Minutos resultantes x 4

NIVEL DE ACTIVIDAD	
NIVEL ALTO de AF	Cuando se cumple alguno de los dos criterios siguientes: • Al menos 3 días de actividades vigorosas (en el trabajo y en el tiempo libre) en una semana típica, acumulando al menos 1.500 MET-minutos por semana de AF vigorosa total. • Al menos 5 días de actividades moderadas y/o vigorosas (en el trabajo, en el tiempo libre y para desplazarse de un sitio a otro) en una semana típica, acumulando al menos 3.000 MET-minutos por semana de AF total.
NIVEL MODERADO de AF	Cuando no se reúnen los criterios para ser incluidos en el nivel "alto" pero se cumple alguno de los tres siguientes: • Al menos 3 días de actividades vigorosas (en el trabajo y en el tiempo libre) en una semana típica, con una duración de al menos 25 minutos por día. • Al menos 5 días de actividades moderadas y/o vigorosas (en el trabajo, en el tiempo libre y para desplazarse de un sitio a otro) en una semana típica, con una duración de al menos 30 minutos por día. • Al menos 5 días de actividades moderadas y/o vigorosas (en el trabajo, en el tiempo libre y para desplazarse de un sitio a otro) en una semana típica, acumulando al menos 600 MET-minutos por semana de AF total.
NIVEL BAJO O INACTIVO	Cuando no se reunieron los criterios para ser incluido en los niveles "alto" o "moderado".

Anexo n°2: gráficos de la potencia de la señal RMS por velocidades

Potencia de la señal RMS por velocidades del músculo Tibial anterior

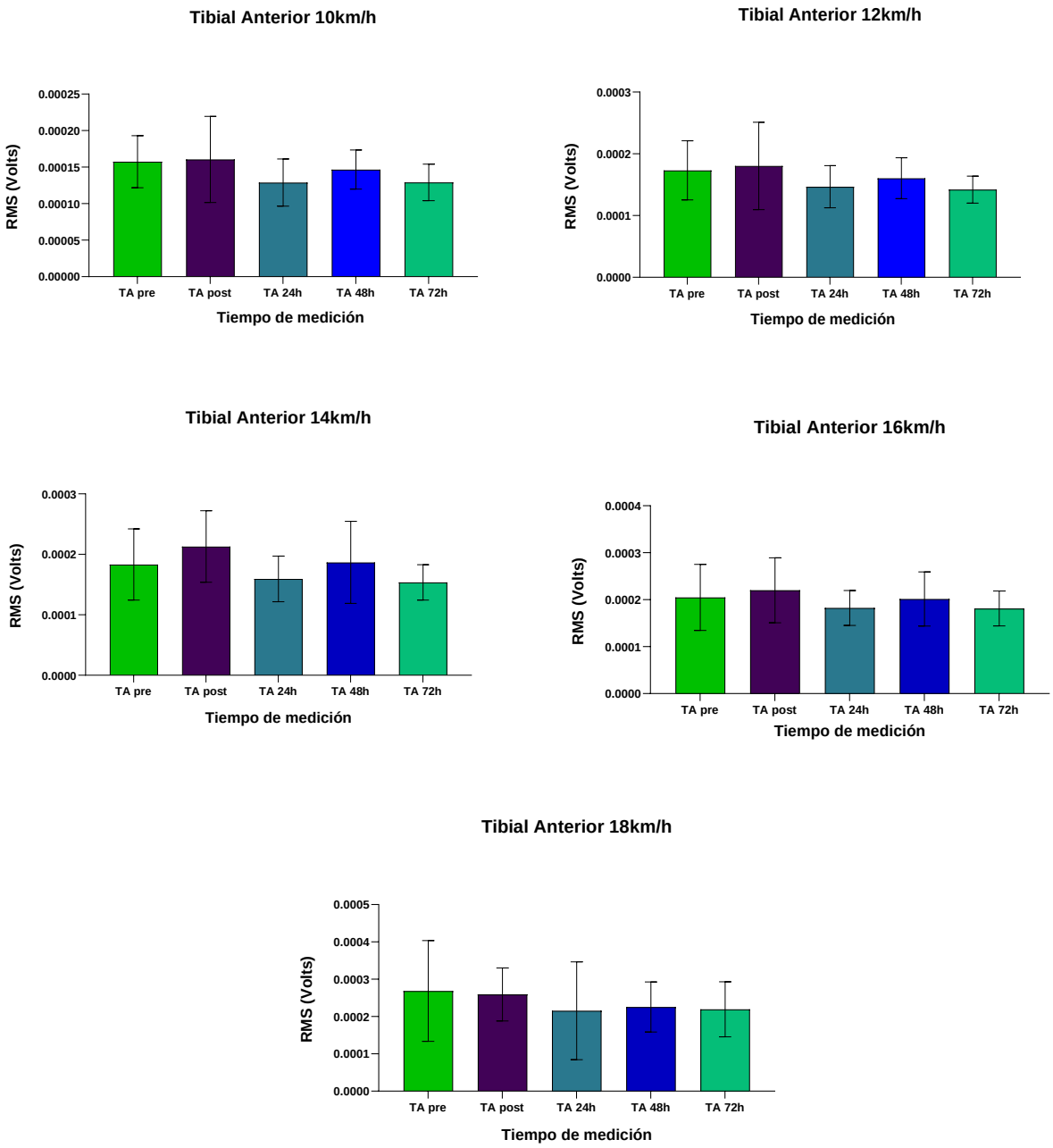


Figura 10. Promedios y desviación estándar de la potencia de la señal Root mean Square (RMS) expresado en Volts del músculo Tibial anterior en las velocidades 10, 12, 14, 16 y 18 km/h. (p< 0.05).

Potencia de la señal RMS por velocidades del músculo Vasto medial

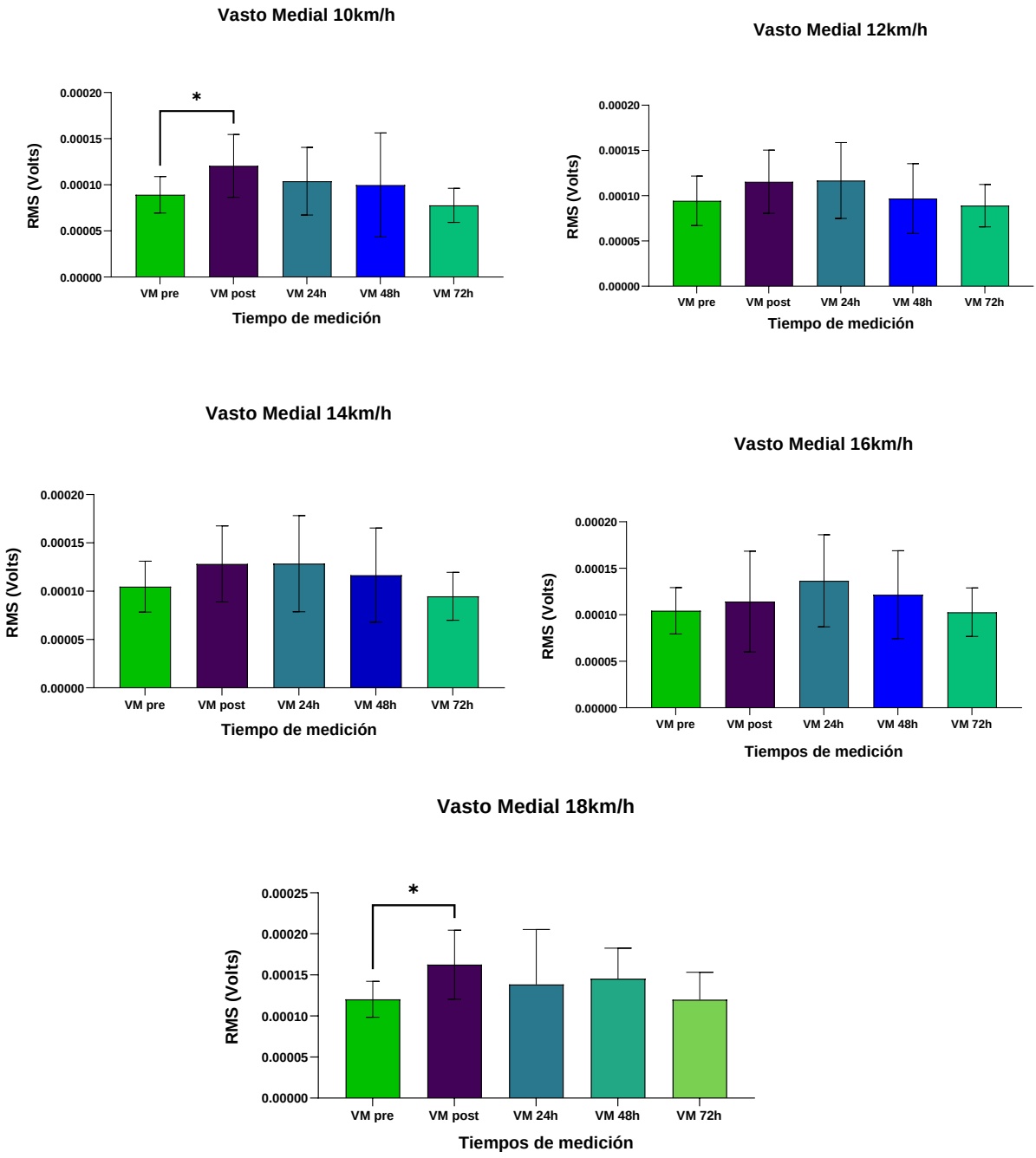


Figura 11. Promedios y desviación estándar de la potencia de la señal Root mean Square (RMS) expresado en Volts del músculo Vasto medial en las velocidades 10, 12, 14, 16 y 18 km/h. * señala diferencias significativas entre la condición previa al protocolo de daño muscular (PRE) vs las mediciones posteriores al protocolo (POST, 24H, 48H Y 72H) (p< 0.05).

Potencia de la señal RMS por velocidades del músculo Vasto Lateral

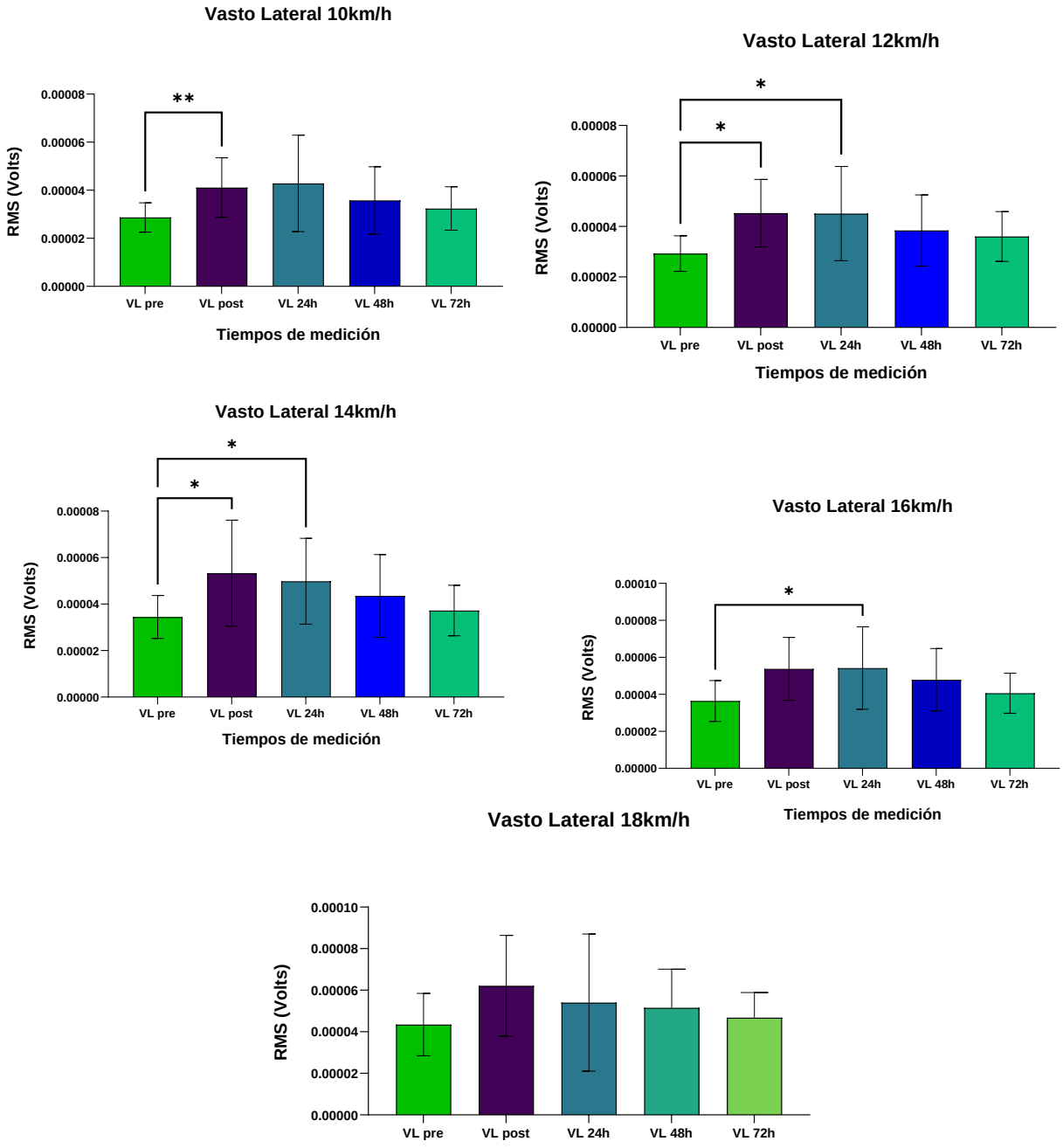


Figura 12. Promedios y desviación estándar de la potencia de la señal Root mean Square (RMS) expresado en Volts del músculo Vasto lateral en las velocidades 10, 12, 14, 16 y 18 km/h. * señala diferencias significativas entre la condición previa al protocolo de daño muscular (PRE) vs las mediciones posteriores al protocolo (POST, 24H, 48H Y 72H) (p< 0.05).

Potencia de la señal RMS por velocidades del músculo Gemelo Lateral

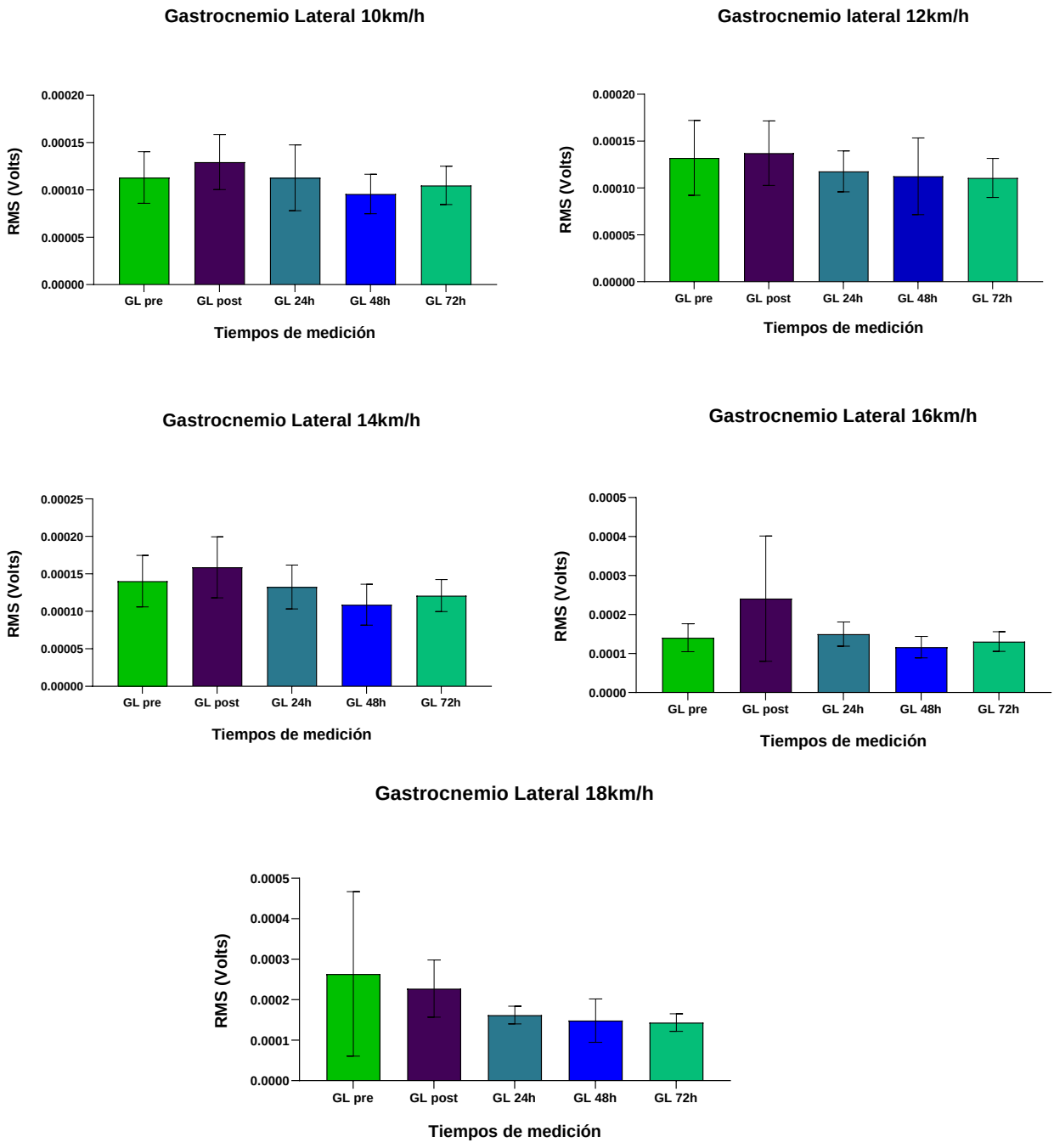


Figura 13. Promedios y desviación estándar de la potencia de la señal Root mean Square (RMS) expresado en Volts del músculo Gemelo lateral en las velocidades 10, 12, 14, 16 y 18 km/h. (p< 0.05).

Potencia de la señal RMS por velocidades del músculo Gemelo Lateral

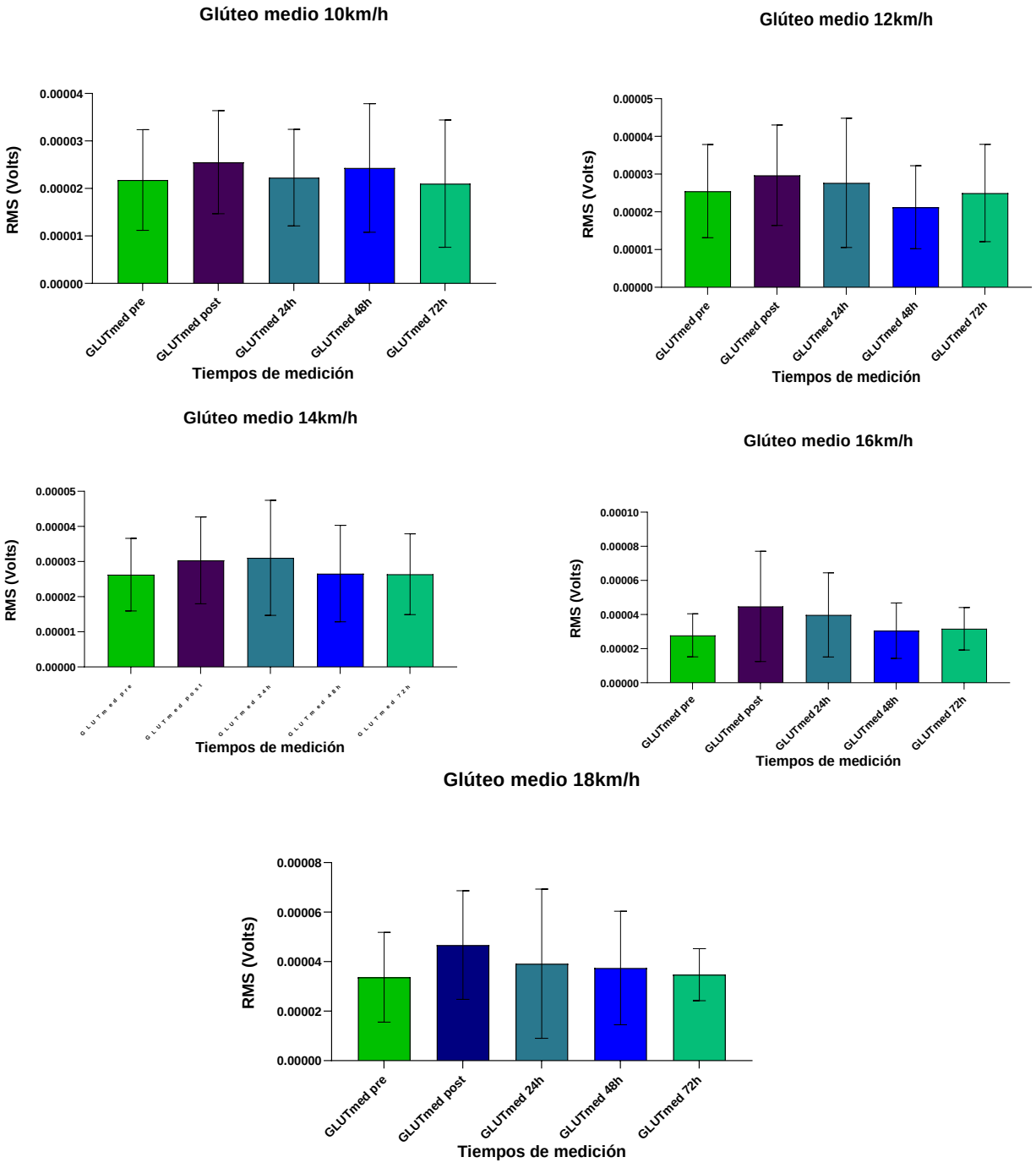


Figura 14. Promedios y desviación estándar de la potencia de la señal Root mean Square (RMS) expresado en Volts del músculo Gemelo lateral en las velocidades 10, 12, 14, 16 y 18 km/h. (p< 0.05).

Potencia de la señal RMS por velocidades del músculo Tensor de la Fascia lata

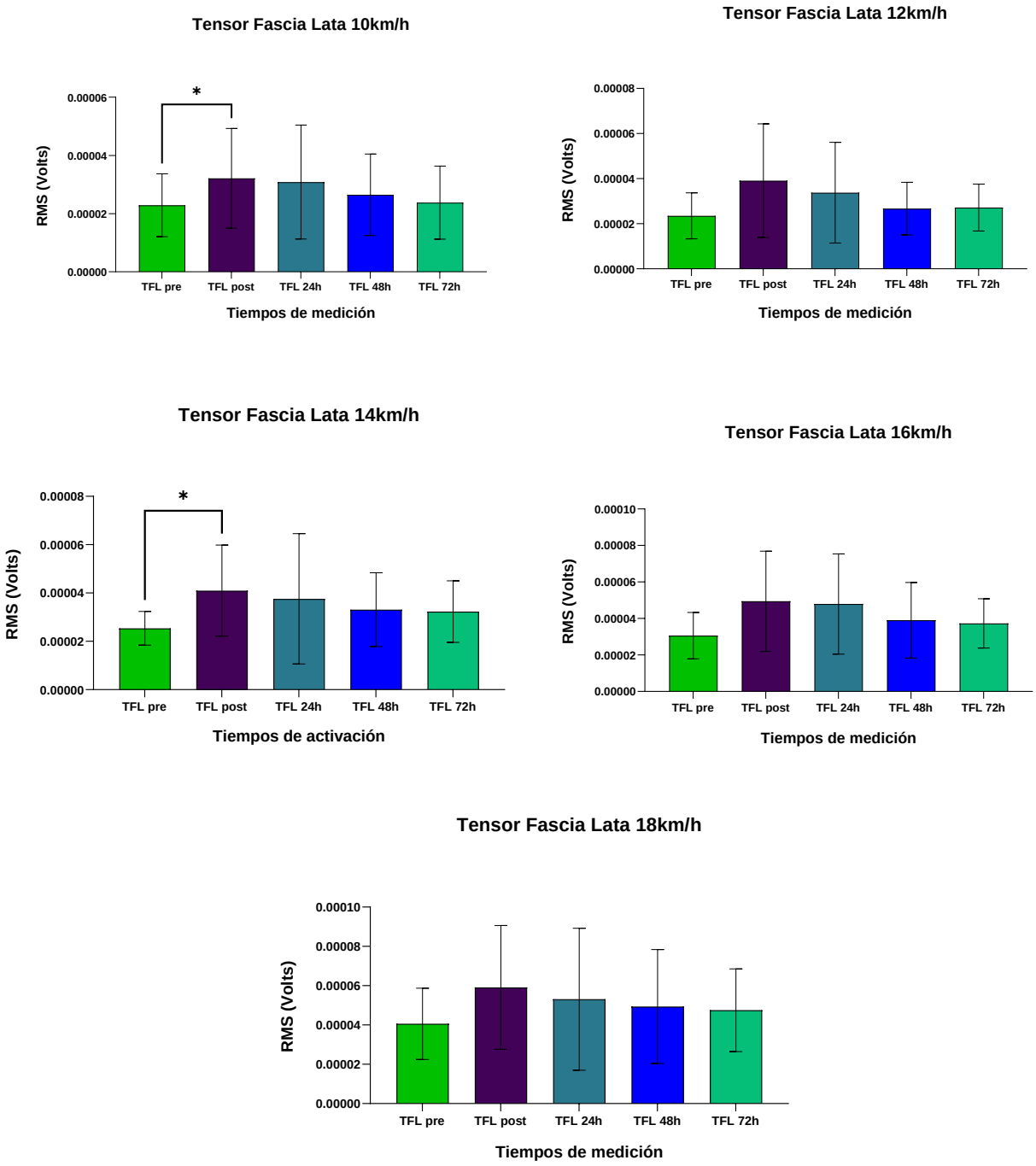


Figura 15. Promedios y desviación estándar de la potencia de la señal Root mean Square (RMS) expresado en Volts del músculo Tensor de la Fascia lata en las velocidades 10, 12, 14, 16 y 18 km/h. * señala diferencias significativas entre la condición previa al DMIE (PRE) vs la medición posterior al protocolo (POST) ($p < 0.05$).

Anexo n°3: Acta de resolución nuevo estudio comité ético científico Universidad Finis Terrae.

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,



Mg. Andrea Villagrán Torres Astudillo
Secretaria Ejecutiva CEC-UFT

Dra. Karin Weinborn
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.

Anexo n° 4: Carta de consentimiento informado

DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Nombre del Estudio:	"Efectos del daño muscular inducido por ejercicio físico sobre el sistema de rebote y la actividad muscular eléctrica del tren inferior durante la carrera"
Patrocinador/ Fuente Financiamiento	Autofinanciado
Investigador Responsable:	Mario Núñez-Lisboa, teléfono: +569 75437489, correo: mnunezl@uft.edu
Unidad Académica:	Laboratorio de fisiología del ejercicio y metabolismo, escuela Kinesiología, facultad de Medicina.



El propósito de esta información es ayudarle a tomar la decisión de participar, o no, en esta investigación, y, si es el caso, para autorizar el uso de datos o información personal (por ejemplo, datos personales y evaluaciones físicas).

Lea cuidadosamente este documento, puede hacer todas las preguntas que necesite al investigador y tomarse el tiempo necesario para decidir. Una vez que haya comprendido el estudio, y si usted desea participar, entonces se le pedirá que voluntariamente firme este consentimiento, de la cual se le entregará una copia firmada y fechada.



1. **OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN**

Usted ha sido invitado/invitada a participar en este estudio porque cumple con los criterios para ser incluido en esta investigación, los cuales serán explicados a continuación. Esta investigación requiere a 10 sujetos entre 18 y 35 años, los cuales realizarán:

1. Una evaluación de consumo de oxígeno máximo en una bicicleta tradicional, esta prueba es de esfuerzo máximo, en la cual se medirá la capacidad máxima cardiorrespiratoria y potencia de pedaleo. Esta prueba tiene una duración de 20 a 30 minutos.

1. Una sesión única de ejercicio en una bicicleta excéntrica. En la bicicleta existe un motor que hace girar los pedales de la bicicleta en la dirección contraria a la habitual. Por lo tanto, usted debe resistir o frenar dicho movimiento con una fuerza específica que será retroalimentada instantáneamente por la máquina. Esta sesión tiene una duración de 30 minutos y tiene por objetivo provocar un daño muscular inducido por el ejercicio similar al que ocurre cuando realizas una sesión intensa de entrenamiento de resistencia en la sala de musculación de un gimnasio.
2. 4 sesiones de análisis biomecánico (inmediatamente, 24, 48 y 72 hrs) en la cual correrás sobre un tapiz rodante durante 20 a 30 segundos. Cabe señalar que mientras corras en la máquina estarás sujeto mediante un arnés de seguridad y uno de los investigadores estará operando la máquina y evaluando los riesgos con el objetivo de minimizar cualquier tipo de daño en caso de sufrir una caída. Cada vez que midamos tu carrera lo haremos a velocidades de 12, 14, 16 y 18 km/hr. En la sección de" procedimientos de la investigación" se especificará los detalles de cada sesión. Además, se medirá la actividad electromiográfica del tibial anterior, vasto lateral, vasto medial, gastrocnemio lateral, tensor de la fascia lata y glúteo medio.



El objetivo de este estudio es determinar cómo varían las propiedades del sistema de rebote de la carrera y de la actividad eléctrica muscular después de una sesión única de ejercicio intenso. Los resultados de este trabajo pueden aportar información valiosa en el comportamiento de algunas propiedades de tu cuerpo que influyen en el rendimiento de la carrera. A través de la información obtenida podremos optimizar y generar nuevas estrategias de entrenamiento con el fin de no mermar y/o potenciar el rendimiento.



1. PROCEDIMIENTOS DE LA INVESTIGACIÓN: METODOLOGÍA

La investigación es experimental y se requerirá que usted asista al lugar de la investigación durante 5 días consecutivos de la semana para realizar de manera presencial las intervenciones que forman parte del presente estudio. Las evaluaciones se llevarán a cabo en el laboratorio de fisiología del ejercicio y metabolismo, correspondiente a la escuela de kinesiología y facultad de medicina de la Universidad Finis Terrae, ubicada en Pedro de Valdivia #1509, Providencia. Previo a la primera visita, nos reuniremos con usted, en la dirección antes mencionada, para hacer la entrega del consentimiento informado donde usted puede decidir participar o no del estudio. Una vez firmado el documento se agendará la primera visita. El siguiente esquema muestra la estructura y organización de las mediciones:

1. Primer día: recolección de datos y medición potencia máxima aeróbica. Tiempo estimado: 30 a 40 minutos
2. Segundo día (1 día después): medición base de variables del sistema de rebote de la carrera (en 12, 14, 16 y 18 km/hrs), intervención única en bicicleta excéntrica y medición posterior de variables en el tapiz rodante en las mismas velocidades ya mencionadas. Tiempo estimado: 60 a 80 minutos
3. Tercer día (24hrs posterior a día 2): medición de variables del sistema de rebote de carrera en el tapiz rodante (en 12, 14 y 16 km/hrs). Deberá correr 20 a 30 segundos. Tiempo estimado: 30 a 40 minutos
4. Cuarto día (48hrs posterior a día 2): medición de variables del sistema de rebote de carrera en el tapiz rodante (en 12, 14 y 16 km/hrs). Deberá correr 20 a 30 segundos. Tiempo estimado: 30 a 40 minutos
5. Quinto día (72 hrs posterior a día 2): medición de variables del sistema de rebote de carrera en el tapiz rodante (en 12, 14 y 16 km/hrs). Deberá correr 20 a 30 segundos. Tiempo estimado: 30 a 40 minutos

Cabe mencionar que como medida de seguridad en la prueba sobre el tapiz rodante usted estará soportado parcialmente por un arnés de seguridad, el cual está conectado a una celda de carga. Esto quiere decir que, si usted pierde el equilibrio y cae, el arnés de seguridad lo soportará y detendrá la cinta de forma inmediata. Adicionalmente uno de los investigadores estará junto a la trotadora para accionar el botón de freno de seguridad en caso de que sea necesario. Se le será solicitado que durante la semana donde se lleven a cabo las mediciones evite el ejercicio físico intenso con el fin de manejar posibles variables confundentes que puedan llevar a un sobreentrenamiento.



1. Beneficios

Los participantes no se beneficiarán de la participación en la investigación. Sin embargo, la información aportará bases importantes al conocimiento y desarrollo tanto, del sistema de rebote elástico como de la activación muscular durante la carrera en la literatura científica.

2. Riesgos

Los riesgos a los cuales usted se puede ver expuestos son los que tienen relación a la carrera. La caída siempre será una probabilidad, pero la forma de minimizar ese riesgo es que usted estará sujeto por un arnés que soporte su peso en caso de que caiga y además estará uno de los investigadores responsables a un costado de la cinta, programando las velocidades y velando por su seguridad. En caso de requerirse el investigador tomará la decisión de suspender la prueba. Otro de los riesgos es el daño muscular inducido. Una de las respuestas biológicas que busca este estudio es el daño muscular inducido por el ejercicio, esto conlleva la existencia de dolor muscular de origen tardío. La forma de minimizar este dolor es que se usará un protocolo antes probado, que ya ha sido realizado en personas con enfermedad pulmonar crónica y no ha provocado efectos adverso con respecto a el dolor.

Es importante destacar que siempre habrá una persona en el laboratorio con los conocimientos necesarios de primeros auxilios en caso de existir alguna eventualidad.

Costos

Esta investigación no tiene ningún costo para usted.

3. Compensaciones

Ante cualquier caso de que usted desarrolle algún efecto adverso secundario o producto de su participación en el presente estudio, se le proporcionará la atención necesaria de forma inmediata. En caso de que esto ocurra los investigadores se harán cargo del manejo necesario.

1. **Confidencialidad de la información**



El resultado de todas sus evaluaciones será totalmente confidencial. De acuerdo con el cumplimiento del tenor de la Ley 20.584 sobre derechos y deberes de las personas en la atención en salud, Ley de protección de datos personales 19.628 y Ley Nº20.120 sobre investigación científica en el ser humano, el genoma y prohibición de la clonación humana. Además, esta investigación se adhiere a la Declaración de Helsinki basado en los principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos.

Es posible que los resultados obtenidos sean presentados en revistas y conferencias del tema de investigación, sin embargo, sus datos personales no serán conocidos ya que estarán codificados bajo una combinación a la cual solo el investigador responsable tendrá acceso. Los datos serán almacenados en el computador portátil del investigador principal y respaldados en un medio físico de almacenamiento de datos (unidad USB) que manejará solo el investigador principal.

2. **Voluntariedad**

Es importante que sepa que en cualquier momento usted puede decidir apartarse de la investigación, por cualquier motivo y sin tener que dar algún tipo de justificación. Si eso ocurriese los datos recopilados hasta el momento serán borrados y, por lo tanto, no incluidos en el estudio. En caso de que fueses alumno de la universidad no existirá ningún tipo de influencia sobre tu participación o no.

3. **Preguntas**

Si tiene preguntas acerca de esta investigación médica puede contactar o comunicarse con el estudiante del estudio; Javier Camus Díaz, al teléfono +569 68428196 o al correo electrónico javieer.camus@gmail.com, o a Christopher Alambra +56972129093 o al correo electrónico c.alhambra.h@gmail.com, o a investigador Mario Núñez-Lisboa, al correo mnunez@uft.edu.

Este estudio fue aprobado por el Comité Ético Científico de la Universidad Finis Terrae. Si tiene preguntas acerca de sus derechos como participante en una investigación médica, usted puede escribir al correo electrónico:

cec@uft.cl del Comité ético Científico, o al teléfono +56 2 22420 7469, para comunicarse con la presidente Beatriz Shand Klagges.

UNIVERSIDAD FINIS TERRAE
COMITÉ ÉTICO CIENTÍFICO
28/08/2023

1. **Declaración de consentimiento**

Se me ha explicado el propósito de esta investigación, los procedimientos, los riesgos, los beneficios y los derechos que me asisten y que me puedo retirar de ella en el momento que lo desee. Se me comunicará de toda nueva información relacionada con el estudio de las variables implicadas en la carrera que pueda tener importancia directa para mí. Se me ha informado que tengo el derecho a reevaluar mi participación en esta investigación según mi parecer y en cualquier momento que lo desee. En el caso de retiro, no sufriré sanción o pérdida de derechos a la atención sanitaria.

Yo autorizo al investigador responsable y sus colaboradores a acceder y usar los datos contenidos en mi ficha clínica para los propósitos de esta investigación. Y el uso de material humano de mi propiedad si el estudio lo amerita. Al momento de la firma, se me entrega una copia firmada de este documento.

Firmas

Participante:

Investigadores:

Christopher Alhambra H

Javier Camus

UNIVERSIDAD FINIS TERRAE
COMITÉ ÉTICO CIENTÍFICO
28/08/2023