



UNIVERSIDAD DE GRANADA

Universidad de Granada
Facultad de Ciencias Del Deporte
Departamento de Educación Física Y Deportiva

Programa De Doctorado En Biomedicina

“Efectos de distintos volúmenes de entrenamiento pliométrico sobre la actividad neuromuscular, fuerza y potencia de extremidades inferiores, en sujetos sedentarios y/o físicamente inactivos”

Tesis Doctoral Presentada Por:

Maximiliano Torres Banduc

Tesis Doctoral Dirigida Por:

Dr. Daniel Jerez Mayorga
Dr. Ignacio Jesus Chiroso Ríos

Granada, 2024.

Editor: Universidad de Granada. Tesis Doctorales
Autor: Maximiliano Torres Banduc
ISBN: 978-84-1195-602-4
URI: <https://hdl.handle.net/10481/97625>

ÍNDICE

ÍNDICE	2
DEDICATORIAS.....	3
AGRADECIMIENTOS	4
ÍNDICE DE FIGURAS	5
ÍNDICE DE TABLAS.....	8
ABREVIATURAS.....	9
LISTA DE PUBLICACIONES Y PONENCIAS EN CONGRESOS	10
RESUMEN	12
ABSTRACT.....	15
INTRODUCCIÓN	18
OBJETIVOS.....	32
MATERIAL Y MÉTODO	35
RESULTADOS	65
DISCUSIÓN.....	85
CONCLUSIONES.....	112
LIMITACIONES	116
PROYECCIONES	117
REFERENCIAS	119
ANEXOS.....	128

DEDICATORIAS

*A mi familia, particularmente a mi esposa
Edna Aguilera Fredes y a mi hijo Vicente Torres Aguilera por acompañarme
en todo este viaje que ha sido cursar el programa doctoral.*

AGRADECIMIENTOS

Comenzar por agradecer a Daniel Jerez-Mayorga quién me impulso y motivo a seguir este camino, por estar siempre, y permitirme aprender de mis errores. Por tener el tiempo de enseñarme cuando fue necesario y sobre todo por permitirme fortalecer nuestra amistad durante este período.

A mi tutor, Luis Chiroso por tener siempre la palabra y consejo justo cada vez que lo necesité.

A mi director de tesis, Ignacio Chiroso por darme el ánimo e impulso a avanzar y creer en que todas las cosas ocurren a su debido tiempo, y confiar en que podía aportar al grupo con mi presencia.

A mis colegas del doctorado y miembros del grupo CTS-642, Rodrigo, Guido, María Dolores, Gustavo, Antonio, Darío, Indya, Ignacio, Daniel "el fuerte", quiénes me acogieron siempre como un igual y permitieron que me nutriera de sus conocimientos, consejos y amistad a lo largo de los años doctorales.

Y a todos los que contribuyeron para que pudiera transitar por este proceso, estoy enormemente agradecido.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Posiciones iniciales para medir el ejercicio pliométrico resistido sin saltos en un participante masculino. En (a), las articulaciones de las rodillas están dobladas a 60°, mientras que en (b), las articulaciones de las rodillas están dobladas a 90° (*estudio 1*).

Figura 2. Medición de fuerza, potencia y trabajo durante la evaluación dinamométrica del iSTS-TS en una participante femenina (*estudio 3*).

Figura 3. Medición de la frecuencia de oscilación muscular del GM utilizando un miotonómetro en un participante masculino (*estudio 3*).

Figura 4. Medición de fuerza, potencia y EMGs durante la evaluación dinamométrica de la tarea iSTS-TS en un participante masculino representativo (*estudio 4*).

Figura 5. Diagrama CONSORT de reclutamiento de participantes, asignación, seguimiento y análisis (*estudio 5*).

Figura 6. Medición de la tarea isocinética iSTS-TS en un participante masculino representativo. A) fase de levantarse, y B) fase de sentarse (*estudio 5*).

Figura 7. Diagrama de flujo PRISMA de la revisión sistemática (*estudio 1*).

Figura 8. Amplitud de la actividad muscular de los músculos vastos medial (VM) y lateral (VL) entre el ejercicio pliométrico resistido sin saltos a 60° y 90° de flexión de la rodilla: (a) comparación en la pierna dominante; (b) comparación en la pierna no dominante. Los datos se expresan como la mediana, y los bordes inferior y superior del cuadro indican el percentil 25 y 75, respectivamente. MVC = contracción voluntaria máxima; *** = $p \leq 0.001$; * = $p \leq 0.05$ (*estudio 2*).

Figura 9. Comparación inter-miembro e inter-muscular de la actividad muscular del músculo vasto: (a, c) Diferencias inter-miembro a 60° y 90°, respectivamente; (b, d) diferencias inter-musculares a 60° y 90°, respectivamente. Los datos se expresan como la mediana, y los bordes inferior y superior del cuadro indican el percentil 25 y 75, respectivamente. MVC = contracción voluntaria máxima; * = $p \leq 0.05$ (*estudio 2*).

Figura 10. Comparaciones de fuerza, potencia y trabajo entre las dos posiciones de rodilla durante las fases concéntrica y excéntrica del ejercicio pliométrico resistido sin saltos: (a) fuerza media; (b) potencia media; (c) trabajo medio. La fuerza media y el trabajo medio se expresan como la mediana, y los bordes inferior y superior del cuadro indican el percentil 25 y 75, respectivamente. La potencia media se expresa como media \pm desviación estándar. *** = $p \leq 0.001$; ** = $p \leq 0.05$; **** = $p \leq 0.0001$ (*estudio 2*).

Figura 11. Comparación de los niveles de amplitud de la actividad muscular entre piernas dominante y no dominante. (A) resultado del modo isocinético, y (B) resultado del modo isotónico. * = Estadísticamente significativo ($p \leq 0,05$); SU = levantarse; SD = sentarse; RMS = raíz media cuadrática; CVM = contracción voluntaria máxima. (*estudio 4*).

Figura 12. Comparación de los niveles de fuerza máxima y potencia máxima entre las fases de SU y SD de iSTS-TS en ambas modalidades de prueba. (A) Comparación de fuerza máxima y (B) potencia máxima. Los datos isocinéticos se expresan como media \pm desviación estándar, y los datos isotónicos se expresan como la mediana, y los bordes inferior y superior de la caja indican el percentil 25 y el percentil 75, respectivamente, *** = Estadísticamente

significativo ($p \leq 0.001$) (*estudio 4*).

Figura 13. Fuerza normalizada durante las fases de SU (superior) y SD (inferior) de las medidas isocinéticas iSTS-TS antes (Pre) y después (Post) del período de intervención para cada grupo. Los datos se expresan como la media \pm desviación estándar. * = $p \leq 0.05$ (*estudio 5*).

Figura 14. Potencia normalizada durante las fases de SU (gráficas superiores) y SD (gráficas inferiores) de las medidas isocinéticas iSTS-TS antes (Pre) y después (Post) del período de intervención para cada grupo. Los datos se expresan como la media \pm desviación estándar. * = $p \leq 0.05$ (*estudio 5*).

Figura 15. Medias \pm desviaciones estándar para cada parámetro viscoelástico del tendón de Aquiles (A) y del tendón rotuliano (B) antes (Pre) y después (Post) del período de intervención para cada grupo. Los datos se expresan como la media \pm desviación estándar. * = $p \leq 0.05$ (*estudio 5*).

Figura 16. Medias \pm desviaciones estándar para la frecuencia, rigidez, decremento y relajación de los músculos gastrocnemio medial (A) y vasto medial (B), antes (Pre) y después (Post) del período de intervención para cada grupo. Los datos se expresan como la media \pm desviación estándar. * = $p \leq 0.05$ (*estudio 5*).

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Detalle del diseño y tamaño de la muestra en los estudios.

Tabla 2. Características descriptivas básicas de los participantes del estudio (*estudio 3*).

Tabla 3. Características descriptivas básicas de los grupos experimentales (*estudio 5*).

Tabla 4. Descripción de los protocolos de entrenamiento pliométrico implementados en el estudio (*estudio 5*).

Tabla 5. Características de los participantes en los estudios (*estudio 1*).

Tabla 6. Resumen de las características de los protocolos por estudio (*estudio 1*)

Tabla 7. Principales hallazgos de los estudios incluidos en la revisión (*estudio 1*).

Tabla 8. Resultados de la evaluación de la calidad metodológica usando la escala PEDro (*estudio 1*).

Tabla 9. Diferencias en la amplitud de la actividad muscular (MVC %) durante el ejercicio pliométrico sin saltos a 60° y 90° de flexión de la rodilla (*estudio 2*).

Tabla 10. Diferencias de amplitud entre los músculos vastos a 60° y 90° de flexión de rodilla (*estudio 2*).

Tabla 11 Comparación de fuerza, potencia y trabajo entre las dos posiciones de rodilla durante las fases concéntrica y excéntrica del ejercicio pliométrico resistido sin saltos (*estudio 2*).

Tabla 12. Relación entre la frecuencia de oscilación muscular de la pierna D, ND, y la fuerza máxima, potencia máxima y trabajo al levantarse y sentarse durante el iSTS-TS a 15 cm/s (isocinético) y 60% del peso corporal (isotónico) (*estudio 3*).

ABREVIATURAS

ABREVIATURAS

EP	Entrenamiento Pliométrico.
SU	Pararse.
SD	Sentarse.
iSTS-TS	Transición sedente a bípedo y bípedo a sedente instrumentada.
CG	Grupo control.
TG	Grupo de entrenamiento.
RVTG	Grupo de entrenamiento con volumen reducido.
PJT	Entrenamiento de salto pliométrico.
SSC	Ciclo de estiramiento acortamiento.
EMG	Electromiografía.
EMGs	Electromiografía de superficie.
D	Dominante.
ND	No dominante.
VM	Vasto Medial.
VL	Vasto Lateral.
RMS	Raíz media cuadrática.
MVC	Contracción voluntaria máxima
Rs	Correlación de spearman
ANOVA	Análisis de varianza
η^2	Eta cuadrado

LISTA DE PUBLICACIONES Y PONENCIAS EN CONGRESOS

- Torres-Banduc, M., Chiroso-Ríos, L., Chiroso-Ríos, I., Jerez-Mayorga, D. Effects of different lower limb strengthening protocols on muscle activity, strength and power in sedentary and physically inactive subjects: a systematic review. *Nutr Hosp.* 2023; 41(1); 202-211.
- Torres-Banduc M, Chiroso-Ríos I, Chiroso-Ríos L, Jerez-Mayorga D. Impact of Starting Knee Flexion Angle on Muscle Activity and Performance during Plyometrics without Jumping. *Sensors.* 2024; 24(1):44.
- Maximiliano Torres-Banduc, Luis Chiroso-Ríos, Paula L. Plaza, Daniel Jerez-Mayorga, and Ignacio Chiroso-Ríos. Relationship between natural muscle oscillation frequency and lower limb muscle performance during instrumented sit-to-stand and stand-to-sit movements on a novel device in sedentary subjects. *Gait Posture.* 2024; 112; 40-45.
- Torres-Banduc M, Chiroso-Ríos I, Chiroso-Ríos L, Jerez-Mayorga D. Muscle Activity and Force Dynamics in Sedentary subjects: A Comparative Study of Isokinetic and Isotonic instrumented sit-to-stand and stand-to-sit Assessment. *Clinical Biomechanics.* 2024; (en revisión)
- Maximiliano Torres-Banduc, Luis Chiroso-Rios, Ignacio Chiroso-Rios, and Daniel Jerez-Mayorga. Minimum Effective Volume of Plyometric Training in Sedentary Individuals: Impact on Lower Limb Viscoelastic Properties and Functional Performance - A Randomized Controlled Trial. *Journal of Sports Sciences.* 2024; (en revisión).

- Exposición en "1er foro multidisciplinario internacional de posgrado en las ciencias aplicadas a la actividad física y deporte" celebrado el 27 y 28 de abril de 2022, en Cuernavaca, Morelos; México. Con el trabajo denominado "Efectos de diferentes protocolos de fortalecimiento sobre la actividad muscular, fuerza y potencia de miembros inferiores en sujetos sedentarios y físicamente inactivos: una revisión sistemática"
- Exposición en las Jornadas Internacionales: "Últimos avances en dinamometría electromecánica funcional: control de la carga, gasto energético, fatiga y biomarcadores de actividad física y su aplicación al deporte". Celebrado los días 02 y 03 de diciembre de 2021, organizada por la Red Iberoamericana de Conocimiento Pleokinetic, en Granada, España. con la ponencia "Efectos de diferentes protocolos de fortalecimiento de las extremidades inferiores sobre la actividad muscular, la fuerza y la potencia en sujetos sedentarios y físicamente inactivos: Una revisión sistemática".

RESUMEN

El estilo de vida sedentario con baja actividad física aumenta el riesgo de patologías en las extremidades inferiores y provoca una disminución de la masa muscular abdominal, afectando la capacidad para desarrollar fuerza y potencia muscular. La pandemia de COVID-19 ha exacerbado esta conducta sedentaria, especialmente entre los jóvenes, con una disminución significativa en el tiempo dedicado a actividades físicas vigorosas y caminatas. Frente a esta problemática, se propone la implementación de un programa de salto pliométrico (PJT) como alternativa, el cual, ya ha demostrado que, en menos de seis semanas, puede promover adaptaciones neuromusculares que permitan una mayor producción de fuerza neta sin necesariamente inducir hipertrofia muscular.

Sin embargo, existe incertidumbre sobre el volumen mínimo de entrenamiento pliométrico (EP) necesario para generar cambios en la fuerza y potencia de las extremidades inferiores, especialmente en población sedentaria y/o físicamente inactiva. Además, es de importancia abordar la asimetría muscular y la dominancia intersegmental, ya que altos niveles de asimetría se asocian con alteraciones en el desempeño durante tareas funcionales.

Dado lo anterior, el objetivo principal de esta tesis doctoral fue *determinar los efectos del EP de volumen variable sobre la fuerza, potencia y amplitud eléctrica muscular de EEII en sujetos sedentarios y físicamente inactivos*. Para cumplir con este objetivo se realizó una revisión sistemática (estudio 1), tres estudios descriptivos (estudios 2, 3 y 4) y un ensayo clínico aleatorizado (estudio 5):

En el primer estudio, una revisión sistemática, se determinó la calidad de la

evidencia de estudios que evalúan los efectos de diferentes protocolos de fortalecimiento de miembros inferiores en la actividad muscular, fuerza y potencia en sujetos sedentarios y/o físicamente inactivos y la efectividad de esos protocolos de fortalecimiento de extremidades inferiores en la actividad muscular, fuerza y potencia en sujetos sedentarios y/o físicamente inactivos.

En el segundo estudio, se determinó los efectos de dos posiciones de flexión de rodilla (60 y 90 grados) durante un ejercicio pliométrico resistido sin saltos, sobre la actividad muscular de los músculos vastos en relación con la dominancia y la fuerza, potencia y trabajo durante las fases concéntrica y excéntrica del ejercicio pliométrico resistido sin saltos, donde participaron 31 sujetos. En el tercer estudio, se investigó la relación entre la frecuencia de oscilación muscular (tono) y la fuerza, potencia y trabajo de las extremidades inferiores durante una tarea iSTS-TS en los modos isocinético e isotónico con un dinamómetro electromecánico funcional, donde participaron 33 sujetos.

En el cuarto estudio, se exploró la actividad muscular de las extremidades inferiores en relación con la dominancia y las variaciones en la fuerza y potencia durante las fases de pararse (SU) y sentarse (SD) de la prueba pararse-sentarse y volverse a sentar en individuos sedentarios, comparando las modalidades de evaluación isocinética e isotónica, donde participaron 33 sujetos. Finalmente, en el quinto estudio, se buscó identificar el volumen mínimo de EP necesario para provocar mejoras en las propiedades viscoelásticas del músculo y el tendón, así como en los niveles de fuerza y potencia de las extremidades inferiores durante una prueba iSTS-TS en sujetos sedentarios. Al abordar estos aspectos, este estudio plantea la hipótesis de que el EP conducirá a mejoras significativas en

las propiedades viscoelásticas, la fuerza muscular y la potencia durante la prueba iSTS-TS en sujetos sedentarios. Además, se espera que volúmenes más altos de entrenamiento produzcan mayores mejoras en la fuerza y la potencia, mientras que volúmenes más bajos afecten principalmente a las propiedades viscoelásticas. Para ello se conformaron 3 grupos; Un grupo control (CG) formado por 16 sujetos, un grupo de entrenamiento (TG) con un volumen basado en estudios anteriores, conformado por 12 sujetos, y otro grupo de entrenamiento con un volumen reducido (RVTG) en un 50% formado por 16 sujetos.

A través de estos estudios se busca contribuir al conocimiento sobre los efectos que tienen distintas modalidades del EP sobre la actividad muscular, fuerza y potencia de miembros inferiores, asociado al desempeño de tareas funcionales, elemento de relevancia para sujetos sedentarios y físicamente inactivos. Este conocimiento proporciona un marco valioso para adaptar el EP a objetivos específicos de rendimiento y rehabilitación, facilitando así un entrenamiento y recuperación más efectivos y eficientes. Todo lo anterior, puede ser usado en la programación o modificación de las actuales estrategias asociadas al ámbito del entrenamiento físico para potenciar el desempeño funcional en esta población.

ABSTRACT

The sedentary lifestyle with low physical activity increases the risk of pathologies in the lower limbs and results in a decrease in abdominal muscle mass, affecting the ability to develop muscle strength and power. The COVID-19 pandemic has exacerbated this sedentary behavior, especially among the youth, with a significant decrease in time devoted to vigorous physical activities and walking. In response to this issue, the implementation of a plyometric jump training (PJT) program is proposed as an alternative, which has already demonstrated, in less than six weeks, the ability to promote neuromuscular adaptations that allow for greater net force production without necessarily inducing muscle hypertrophy.

However, there is uncertainty about the minimum volume of a PJT needed to generate changes in the strength and power of the lower limbs, especially in sedentary and/or physically inactive populations. Additionally, addressing muscular asymmetry and intersegmental dominance is important, as high levels of asymmetry are associated with impairments in performance during functional tasks.

The main objective of this doctoral thesis was to determine the effects of variable-volume plyometric training on the strength, power, and muscle electrical amplitude of lower extremities in sedentary and physically inactive subjects. To achieve this goal, a systematic review (Study 1), three descriptive studies (Studies 2, 3, and 4), and a clinical trial (Study 5) were conducted:

In the second study, the effects of resisted plyometric exercise without jumps

in two knee flexion positions (60 and 90 degrees) on the muscle activity of the vastus muscles in relation to limb dominance and strength, power, and work during the concentric and eccentric phases of the exercise were determined, involving 31 subjects. In the third study, the relationship between muscle oscillation frequency (tone) and the strength, power, and work of the lower limbs during an instrumented sit-to-stand and stand-to-sit task in isokinetic and isotonic modes with a functional electromechanical dynamometer was investigated, involving 33 subjects.

In the fourth study, the muscle activity of the lower extremities in relation to dominance and variations in strength and power during the standing and sitting phases of the sit-to-stand and stand-to-sit test in sedentary individuals was explored, comparing isokinetic and isotonic assessment modalities, involving 33 subjects. Finally, in the fifth study, the aim was to identify the minimal volume of plyometric training required to elicit improvements in the viscoelastic properties of muscle and tendon, as well as in levels of muscle strength and power in the lower extremities during a instrumented sit-to-stand-to-sit (iSTS-TS) task in sedentary subjects. By addressing these aspects, this study hypothesizes that plyometric training will lead to significant improvements in viscoelastic properties, muscle strength, and power during the iSTS-TS test in sedentary subjects. Additionally, it is expected that higher volumes of training will result in greater improvements in strength and power, while lower volumes will primarily affect viscoelastic properties. For this purpose, three groups were formed: a control group (CG) consisting of 16 subjects, a plyometric training group with a volume based on previous studies (TG) consisting of 12 subjects,

and another training group with a volume reduced by 50% (RVTG) consisting of 16 subjects.

Through these studies, the aim is to contribute to the understanding of the effects of different plyometric training modalities on the muscle activity, strength, and power of the lower limbs, associated with the performance of functional tasks, a relevant aspect for sedentary and physically inactive individuals. This knowledge provides a valuable framework for tailoring plyometric exercise to specific performance and rehabilitation goals, thereby facilitating more effective and efficient training and recovery. All of the above can be utilized in the programming or modification of current strategies associated with the field of physical training to enhance functional performance.

INTRODUCCIÓN

Existe evidencia que sugiere que la inactividad física y el comportamiento sedentario aumentan el riesgo de resultados adversos para la salud [26]. En particular, un estilo de vida sedentario y/o baja actividad física aumenta el riesgo de patologías en las extremidades inferiores (EI) [31] y, desde un punto de vista musculoesquelético, se ha asociado con una disminución de la masa muscular [121], generando una reducción en el área transversal fisiológica, alterando la capacidad para desarrollar niveles más altos de fuerza y potencia muscular. Los protocolos de fortalecimiento se utilizan en gran medida para mejorar los resultados del rendimiento muscular, como la fuerza máxima y la potencia. Se ha demostrado que diversas modalidades de entrenamiento de fuerza son efectivas para mejorar estas variables tanto en poblaciones entrenadas como no entrenadas [90]; sin embargo, en población no entrenada, los efectos se han descrito con poca verificación de su nivel de actividad física (es decir, sedentario, físicamente inactivo o físicamente inactivo-sedentario), a pesar de que ya se ha establecido que el estado de entrenamiento influye en la capacidad de un músculo para ganar fuerza [110], y el estilo de vida sedentario se considera un factor de riesgo adicional a la inactividad física [55],[114]. En resumen, aún no está claro cómo diferentes tipos de entrenamiento de fuerza afectan la actividad muscular, la fuerza y la potencia de las extremidades inferiores en sujetos sedentarios y/o físicamente inactivos.

Se ha afirmado que existen diferencias en los efectos del entrenamiento de fuerza entre las extremidades superiores e inferiores debido a diferencias morfológicas y funcionales [54]. Desde una perspectiva funcional, se cree que las extremidades superiores deben tener niveles adecuados de fuerza y movilidad para permitir su uso

en actividades diarias, y que las extremidades inferiores deben tener niveles adecuados de fuerza y equilibrio para permitir el desplazamiento seguro de la masa corporal. En la extremidad superior, se ha demostrado que el entrenamiento de fuerza mejora no solo la fuerza, sino también otras variables de rendimiento y funcionales [43],[49],[52],[105]. En la extremidad inferior, hay evidencia que sugiere que los protocolos de fuerza pueden reducir el dolor y mejorar la función física en la osteoartritis de rodilla [130] y reducir el riesgo de desgarro del ligamento cruzado anterior en atletas [78]; sin embargo, faltan estudios sobre los efectos de los protocolos de fortalecimientos sobre la potencia y la actividad eléctrica muscular en sujetos sedentarios o físicamente inactivos, en relación a tareas funcionales, a pesar de la relevancia de estas variables para la función atribuida a las extremidades inferiores (es decir, caminar, levantarse).

Con respecto a los beneficios del ejercicio de fuerza en una población no entrenada, se ha sugerido que algunos métodos de entrenamiento, como el pliométrico, podrían ser más adecuados para esta población, ya que no requieren equipamiento especializado, requieren muy poco espacio y de relativamente poco tiempo para completarse, ya que la falta de estos elementos puede ser un determinante importante de la participación sostenida en un estilo de vida físicamente activo [37]. Además, el EP mejora el rendimiento de salto y las propiedades contráctiles del músculo esquelético en personas mayores [131] y la activación muscular durante la realización de tareas de fuerza y salto [90]. De manera similar, el entrenamiento de resistencia tradicional conduce a efectos positivos en la fuerza y la composición corporal en poblaciones sedentarias con sobrepeso [64]; sin embargo, debido a la escasa verificación del nivel de actividad física de los sujetos incluidos en

esos estudios, los efectos de estas dos modalidades (y otros tipos de entrenamiento de fuerza) en la potencia y la actividad muscular de las extremidades inferiores en sujetos sedentarios y/o físicamente inactivos, aún no están claros.

Dado lo anterior, es necesario fundamentar los efectos que tienen los protocolos de fuerza en los niveles de fuerza, potencia y actividad muscular de las extremidades inferiores para establecer intervenciones que mejoren estos resultados musculares, considerando su impacto en la prevención del riesgo de lesiones y/o comorbilidades en sujetos sedentarios y/o físicamente inactivos. A pesar de una revisión realizada en individuos no entrenados (sin un análisis específico basado en el nivel de actividad física de los sujetos incluidos) [90], no se ha llevado a cabo una revisión sistemática para establecer los efectos de los protocolos de fortalecimiento en la activación muscular, fuerza y potencia de las extremidades inferiores en sujetos sedentarios o físicamente inactivos. Por esta razón, los objetivos del primer estudio de la presente tesis doctoral es **“(I) determinar la calidad de la evidencia de estudios que evalúan los efectos de diferentes protocolos de fortalecimiento de miembros inferiores en la actividad muscular, fuerza y potencia en sujetos sedentarios y/o físicamente inactivos y (II) determinar la efectividad de los protocolos de fortalecimiento de extremidades inferiores en la actividad muscular, la fuerza y la potencia en sujetos sedentarios y/o físicamente inactivos.”**

El EP, caracterizado por el rápido estiramiento y contracción de los músculos, fenómeno conocido como ciclo estiramiento-acortamiento (SSC, por sus siglas en inglés), ha sido ampliamente estudiado por su eficacia en mejorar el rendimiento atlético y potenciar la fuerza de las extremidades inferiores. Realizar ejercicios pliométricos tiene el potencial de mejorar la coordinación

neuromuscular, mejorando así la eficiencia neural. Como resultado, el EP puede elevar el rendimiento neuromuscular y el control motor, haciendo que la coordinación neuromuscular sea más automatizada [30]. Los ejercicios pliométricos permiten que los músculos generen fuerza al mejorar la capacidad del sistema musculoesquelético para manejar cargas de trabajo mayores sin activar el órgano tendinoso de Golgi. A través del EP, la coordinación neuromuscular se mejora al condicionar el sistema nervioso, lo que lleva a la automatización de movimientos durante las actividades, conocido como el "efecto de entrenamiento" [30]. Este proceso refuerza los patrones motores y automatiza las acciones, mejorando en última instancia la eficiencia neural y potenciando el rendimiento neuromuscular. Sin embargo, la mayoría de las investigaciones existentes se han centrado en la pliometría de salto [13],[92],[93],[109], donde las fuerzas de reacción al aterrizar deben disiparse entre las articulaciones de las extremidades inferiores.

En contraste, la investigación de pliometría resistida sin saltos, sin tales fuerzas de aterrizaje, sigue siendo relativamente limitada. De hecho, desde un punto de vista funcional algunos movimientos cotidianos pueden considerarse como un ejercicio pliométrico para las extremidades inferiores bajo ciertas condiciones. Un ejemplo concreto es el que se da durante la transición de sentarse a pararse, especialmente cuando se realiza de manera rápida y vigorosa, los músculos de las extremidades inferiores (cuádriceps, isquiotibiales, glúteo mayor) experimentan una contracción excéntrica mientras controlan el descenso a una posición sentada y una contracción concéntrica mientras levantan el cuerpo nuevamente a una posición de pie. Este patrón de movimiento

puede ser considerado pliométrico, ya que los músculos se pre-estiran antes de contraerse con fuerza. De hecho, ya se ha demostrado que un régimen de entrenamiento basado en la transición sedente a bípedo mejora la fuerza muscular y genera adaptaciones en la arquitectura de músculos de muslo [59]. Por un lado, incorporar movimientos rápidos de sentarse a pararse como parte de un régimen de entrenamiento puede mejorar la fuerza y la potencia de las extremidades inferiores, de manera similar a los ejercicios pliométricos tradicionales, y por otro lado, el potencial de la transición de sedente a bípedo como herramienta para determinar los efectos funcionales del entrenamiento pliométrico también exhibe un alto potencial poco explorado.

En este contexto, determinar los efectos del ciclo estiramiento-acortamiento para aumentar el rendimiento muscular durante pliometría resistida sin saltos en diferentes ángulos de flexión de la rodilla se vuelve especialmente relevante para identificar estrategias de entrenamiento óptimas para atletas, individuos activos e inactivos. Comenzar en diferentes ángulos de flexión de la rodilla puede ser beneficioso para optimizar el control, especialmente cuando el ejercicio está diseñado para dirigirse a grupos musculares específicos [129]. Una mayor actividad de electromiografía (EMG) en diferentes ángulos de flexión de la rodilla puede indicar una mayor activación o participación de músculos específicos en esos ángulos. La utilidad de esta información depende del contexto. Por ejemplo, si el ejercicio tiene como objetivo dirigirse a estos músculos específicos, una mayor actividad de EMG puede ser ventajosa. Sin embargo, la elección del ángulo de flexión de la rodilla debe estar en línea con los objetivos y requisitos de entrenamiento. Por lo tanto,

es esencial investigar los efectos de diferentes ángulos de flexión de la rodilla y fases de movimiento en ejercicios pliométricos resistidos sin saltos, no solo desde la perspectiva de la amplitud de EMG, sino también desde el análisis de fuerza, potencia y carga de trabajo.

Un aspecto crítico a menudo pasado por alto en los estudios pliométricos es la consideración de la dominancia de las extremidades inferiores y la diferencia en la actividad muscular o rendimiento entre las fases concéntricas y excéntricas repetidas. La extremidad dominante (D), al ser más hábil para generar fuerza y potencia [40],[112], puede responder de manera diferente a los estímulos de entrenamiento que la extremidad no dominante (ND). Esta discrepancia en la adaptación podría llevar a desequilibrios, afectando potencialmente el rendimiento y predisponiendo a los atletas a lesiones [18] o alteraciones funcionales. Examinar los efectos de la pliometría sin saltos en la actividad muscular de las extremidades inferiores, así como en la fuerza, la potencia y el trabajo durante las fases concéntricas y excéntricas en relación con la dominancia de las extremidades puede proporcionar ideas valiosas sobre cómo responden individualmente los sujetos a dicho entrenamiento, orientando en última instancia programas de entrenamiento personalizados para mejorar los resultados de rendimiento. Debido a lo anterior, el segundo estudio de esta tesis tuvo como objetivos **“(I) investigar los efectos de un ejercicio pliométrico resistido sin saltos en dos posiciones de flexión de rodilla (60 y 90 grados) sobre la actividad muscular de los músculos vastos en relación con la dominancia de las extremidades y (II) evaluar la fuerza, la potencia y el trabajo durante las fases concéntricas y excéntricas de**

un ejercicio pliométrico resistido sin saltos.”

Ya se ha establecido en los párrafos anteriores, que un estilo de vida sedentario se asocia con una reducción en la masa muscular [76], lo que resulta en alteraciones en el rendimiento muscular, específicamente en la fuerza y la potencia. Sin embargo, una revisión reciente destacó que muchos de los mecanismos subyacentes a los efectos perjudiciales de un estilo de vida sedentario en el sistema musculoesquelético y otros aún no han sido identificados [82]. Dado que la frecuencia natural de oscilación muscular, como demostraron Viir, Laiho, Kramarenko y Mikkelsen [123], sirve como un marcador distintivo de la tensión innata dentro de los tejidos blandos biológicos, asume un papel significativo como parámetro para comprender estos efectos. La importancia de la frecuencia natural de oscilación muscular en la comprensión del comportamiento muscular se basa en su correlación con los elementos clave de la función muscular. Por ejemplo, ofrece valiosas perspectivas sobre el tono muscular [47], arrojando luz sobre la preparación muscular para contraerse y responder a estímulos. Los valores elevados de la frecuencia natural de oscilación muscular son indicativos de un tono muscular elevado [47] y se han utilizado recientemente para predecir la fuerza muscular del muslo [38].

En resumen, la frecuencia natural de oscilación muscular es relevante para el comportamiento muscular porque proporciona información valiosa sobre el tono muscular, que, a su vez, afecta varios aspectos del movimiento y el rendimiento muscular. De hecho, un estudio recientemente [128] intentó establecer una relación entre la frecuencia de oscilación y la función muscular utilizando una batería de pruebas funcionales (que incluía levantarse y sentarse

5 y 60, prueba de levantarse y andar, batería de desempeño físico corto, velocidad de marcha, marcha incremental, y balance postural). Sin embargo, no se encontró una asociación significativa. No obstante, una revisión reciente de Shukla, Bassement, Vijay, Yadav y Hewson [107] propuso que los parámetros de potencia y velocidad adquiridos de una tarea de transición sedente a bípedo instrumentada (iSTS) pueden tener el potencial de mejorar la detección de condiciones relacionadas con la fuerza, como la fragilidad física, en comparación con la evaluación estándar de la transición sedente a bípedo. Esta observación podría ayudar a explicar la falta de correlación entre los valores de la prueba de Wilkinson et al. [128] y la frecuencia de oscilación muscular.

Sin embargo, es importante destacar que pocos estudios han abordado estos problemas, principalmente debido a los desafíos técnicos asociados con mantener el movimiento natural durante evaluaciones isocinéticas de una sola articulación [35]. Por lo tanto, el uso de un dispositivo, como un dinamómetro electromecánico funcional, no solo tiene el potencial de mejorar la aplicabilidad de los resultados [46], sino que también puede permitir la determinación de valores más precisos en relación con la función muscular al identificar el comportamiento cinético del movimiento humano durante una tarea funcional y similar a la transición sedente-bípedo, como la tarea iSTS-TS. Por otro lado, es importante tener en cuenta que los músculos pueden responder de manera diferente a los modos isocinéticos e isotónicos de evaluación debido a la naturaleza de la resistencia. Las pruebas isocinéticas mantienen una velocidad constante, mientras que las pruebas isotónicas permiten que los músculos se contraigan a diferentes velocidades, imitando los movimientos del mundo real.

Esta variabilidad puede revelar diferencias sutiles en el comportamiento muscular que podrían pasar desapercibidas al usar una sola modalidad de prueba. Por estas razones, el tercer estudio de la presente tesis doctoral tiene como objetivo **“explorar la relación entre la frecuencia de oscilación muscular y la fuerza, potencia y trabajo de las extremidades inferiores durante una tarea iSTS-TS en los modos isocinético e isotónico en sujetos sedentarios.”**

En las extremidades inferiores, se ha asociado un estilo de vida sedentario con una disminución en la masa muscular [76], lo que altera el rendimiento muscular (es decir, fuerza y potencia). Sin embargo, la pérdida muscular no es la única causa de la reducción del rendimiento muscular, ya que un estudio reciente ha destacado que la falta de actividad física causa daño en la unión neuromuscular [74]; en este sentido, es esperable que ocurran cambios en la actividad eléctrica muscular. De hecho, la relación entre la amplitud eléctrica muscular y el rendimiento muscular con respecto a la dominancia de las extremidades en sujetos sanos ha sido explorada recientemente. Esto se hizo a través de una transformación logarítmica de la relación entre la amplitud y potencia de la señal electromiográfica durante un ejercicio que aísla los músculos cuádriceps femorales [17]. El estudio no encontró diferencias significativas entre la extremidad D y ND, resultados similares a cuando se compara dicha relación durante diferentes tipos de ejercicios de una sola pierna [75]. Sin embargo, debido a los efectos negativos de un estilo de vida sedentario en la salud muscular y como se modifica la activación muscular entre movimientos aislados y no aislados, se espera que estos resultados puedan diferir en sujetos

sedentarios durante tareas funcionales.

Varios estudios han enfatizado la importancia de los patrones de activación muscular en relación con las tareas funcionales [27],[57]. Se establece que las asimetrías en la actividad muscular pueden comprometer la eficiencia del movimiento [21],[84]. Además, la activación muscular asimétrica se ha asociado con cambios en la mecánica articular y la estabilidad dinámica, especialmente durante actividades como caminar [111]. Sin embargo, los hallazgos de las investigaciones varían, y hay inconsistencia en los resultados [40]. A pesar de lo anterior, hay escasez de estudios que investiguen cambios en la amplitud eléctrica muscular relacionada con la dominancia de las extremidades, y variaciones en la fuerza y la potencia durante tareas funcionales en población sedentaria.

Como se mencionó en párrafos anteriores, una revisión reciente [108] estableció que los parámetros de potencia y velocidad obtenidos de una tarea de sentarse a pararse instrumentada pueden mejorar potencialmente la detección de condiciones relacionadas con la debilidad física, Por lo tanto, el uso de un dispositivo capaz de identificar el comportamiento cinético (fuerza y potencia) del movimiento humano durante un gesto más funcional junto con la actividad muscular aumentaría la aplicabilidad de los resultados obtenidos [46]. De esta manera, investigar la amplitud eléctrica muscular durante las fases SU y SD de la tarea iSTS-TS puede proporcionar información sobre las estrategias de control neuromuscular utilizadas para realizar la tarea y las asimetrías que pueden no revelarse exclusivamente durante una fase.

Respecto de la modalidad (isocinética o isotónica) a utilizar durante las

evaluaciones es crucial reconocer que los músculos pueden mostrar respuestas distintas cuando se someten a modos de evaluación isocinéticos e isotónicos, debido a las características inherentes de la resistencia ya señalados en el décimo párrafo de la introducción.

En consecuencia, el cuarto estudio tiene como objetivo: **“Explorar la actividad muscular de las extremidades inferiores con respecto a la dominancia y variaciones en la fuerza-potencia durante las fases SU y SD de la prueba iSTS-TS en individuos sedentarios, comparando las modalidades isocinética e isotónica”**.

Como se ha establecido en los párrafos anteriores, los estilos de vida sedentarios se han vuelto cada vez más prevalentes, exacerbando así numerosas preocupaciones de salud [82], incluida la disminución de la masa muscular [76], lo que puede llevar a una disminución de la fuerza y la potencia muscular. El EP, caracterizado por contracciones excéntricas rápidas seguidas de contracciones concéntricas explosivas, ha demostrado contrarrestar estos efectos negativos, aunque el volumen óptimo de entrenamiento pliométrico sigue siendo poco claro [92]. Además, si bien se ha investigado ampliamente la efectividad del entrenamiento pliométrico en diversas poblaciones [25], hay una notable falta de estudios que examinen específicamente su impacto en personas con baja condición atlética [92].

Particularmente en sujetos sedentarios y/o físicamente inactivos, una revisión reciente [117] estableció que el PJT podría mejorar la actividad muscular, la fuerza y la potencia. Sin embargo, el volumen mínimo de entrenamiento sigue siendo incierto debido a hallazgos contradictorios [117].

Por ejemplo, un estudio incluido en la revisión mencionada anteriormente informó que no hubo efectos significativos en la fuerza muscular y la potencia de las extremidades inferiores después de 6 semanas de entrenamiento de salto pliométrico dos veces por semana con un volumen total de 1460 saltos [85]. Por el contrario, otro estudio mostró mejoras significativas en la fuerza y la potencia de las extremidades inferiores en sujetos sedentarios después de 4 semanas de entrenamiento, con un volumen total de 2211 saltos realizados en tres sesiones por semana [118]. A la luz de los variados efectos observados en los volúmenes de entrenamiento mencionados anteriormente, resulta crucial reconocer que el volumen mínimo requerido para provocar mejoras puede encontrarse dentro del rango de estos dos volúmenes ya probados. Esto destaca la importancia del volumen de entrenamiento en los programas pliométricos, un factor ya reconocido en revisiones de programas de entrenamiento de resistencia [104],[110], y también en PJT [87].

Con respecto a los cambios en las propiedades viscoelásticas de las extremidades inferiores, un metaanálisis reciente [71] estableció una relación inversa entre la rigidez de las extremidades inferiores y el volumen (es decir, el número de saltos) de EP. El metaanálisis concluyó que un volumen bajo es clave, ya que las cargas semanales que exceden los 500 saltos pueden ser perjudiciales para mejorar la rigidez, destacando la necesidad de prescribir volúmenes sostenidos que sean óptimos, pero no excesivos [71]. En este sentido, también se concluyó que una prescripción de menos de 250 saltos por semana parece óptima para mejorar la rigidez [71]. Sin embargo, complicando estas recomendaciones está el estado de entrenamiento del individuo, ya que el hecho

de no estar entrenado tiene un efecto moderador en la relación entre la rigidez y el volumen del EP [71]. En resumen, esto apoya la necesidad de aclarar una relación mínima dosis-respuesta entre el volumen de EP y las propiedades musculares y tendinosas viscoelásticas.

Comprender el volumen mínimo de EP necesario para inducir mejoras en las propiedades viscoelásticas de los músculos y tendones de las extremidades inferiores en individuos sedentarios tiene una relevancia significativa en el ámbito de la ciencia del ejercicio y la rehabilitación. Junto con la propiocepción, los aspectos biomecánicos y las características viscoelásticas, como la rigidez (resistencia a la deformación) muscular y tendinosa, la elasticidad (capacidad de recuperar su forma) evaluada a través del decremento con valores de decremento más altos indicativos de una elasticidad menor y la relajación (tiempo de recuperación del tejido a partir de la deformación), con una mayor rigidez del tejido que resulta en una recuperación de la forma más rápida, y por lo tanto valores de relajación más bajos), juegan un papel en la estabilidad articular, utilizando mecanismos de retroalimentación y anticipación. Estos mecanismos ayudan a promover patrones de movimiento correctos y proteger contra posibles lesiones [106].

Además, los estilos de vida sedentarios están asociados con una disminución de la fuerza muscular, la flexibilidad y un mayor riesgo de lesiones musculoesqueléticas [61]. Al determinar el volumen mínimo efectivo de EP, se pueden desarrollar intervenciones personalizadas para mejorar eficientemente y de manera segura la viscoelasticidad muscular en poblaciones sedentarias.

Además, la elucidación de estos parámetros puede ofrecer ideas para optimizar los protocolos de entrenamiento con fines de rehabilitación, especialmente en escenarios donde la eficiencia temporal y el mínimo estrés en el sistema musculoesquelético son consideraciones primordiales [96].

La evaluación de los efectos del EP a través de pruebas funcionales isocinéticas ofrece una perspectiva única sobre su impacto. De hecho, se ha establecido que las pruebas funcionales instrumentadas, como la transición sedente a bípedo instrumentada, tienen el potencial de mejorar la detección de condiciones relacionadas con la fuerza en comparación con las evaluaciones estándar de la transición sedente a bípedo [107]. Sin embargo, es crucial destacar que se ha investigado limitadamente sobre este tópico, principalmente debido a los obstáculos técnicos involucrados en mantener el movimiento natural en evaluaciones isocinéticas de una sola articulación [35]. Por lo tanto, el uso de una herramienta como un dinamómetro electromecánico funcional no solo promete reforzar la relevancia de los hallazgos [46], sino que también facilita la identificación de métricas de función muscular más precisas al elucidar los patrones cinéticos del movimiento humano durante una tarea funcional similar a la transición sedente a bípedo como la iSTS-TS. En este sentido, aplicar la prueba iSTS-TS puede proporcionar medidas objetivas de la fuerza muscular y la potencia durante movimientos funcionales. Esto permite una evaluación integral del impacto del entrenamiento pliométrico en las actividades diarias, lo que, en sujetos sedentarios, puede elucidar sus posibles beneficios para mejorar el rendimiento funcional.

Considerando lo anterior el quinto estudio de la presente tesis doctoral tiene

como objetivo: **“Identificar el volumen mínimo de entrenamiento pliométrico necesario para provocar mejoras en las propiedades viscoelásticas de músculos y tendones, así como en los niveles de fuerza y potencia muscular en las extremidades inferiores durante una prueba iSTS-TS en sujetos sedentarios”**.

OBJETIVOS

Objetivo general: Determinar los efectos del EP de intensidad progresiva y volumen variable sobre la fuerza-potencia, viscoelasticidad y actividad muscular de EEII en sujetos sedentarios y/o físicamente inactivos.

Estudio 1: Efectos de diferentes protocolos de fortalecimiento de miembro inferior sobre la fuerza, potencia y actividad muscular, en sujetos sedentarios y físicamente inactivos: Una revisión sistemática.

Objetivos específicos:

- Determinar la calidad de la evidencia de los estudios que evaluaron los efectos de diferentes protocolos de fortalecimiento de miembros inferiores sobre la actividad muscular, fuerza y potencia en sujetos sedentarios y/o físicamente inactivos.
- Determinar la efectividad de los protocolos de fortalecimiento sobre la actividad muscular, fuerza y potencia de miembros inferiores en sujetos sedentarios y/o físicamente inactivos.

Estudio 2: Impacto del ángulo inicial de flexión de rodilla en la actividad muscular y el rendimiento durante pliometría sin saltos.

Objetivos específicos:

- Determinar los efectos de un ejercicio pliométrico resistido sin saltar en dos posiciones de flexión de la rodilla (60 y 90 grados), sobre la actividad muscular de los músculos vastos con respecto a la dominancia de la extremidad.
- Evaluar la fuerza, potencia y trabajo durante las fases concéntrica-excéntrica de un ejercicio pliométrico resistido sin saltar.

Estudio 3: Relación entre la frecuencia natural de oscilación muscular y el rendimiento muscular de las extremidades inferiores durante los movimientos sedente a bípedo y de bípedo a sedente en un dispositivo novedoso en sujetos sedentarios.

Objetivos específicos:

- Explorar la relación entre la frecuencia de oscilación muscular y la fuerza, potencia y trabajo muscular de las extremidades inferiores durante una tarea de sedente a bípedo y de bípedo a sedente (iSTS-TS) en los modos isocinético e isotónico en sujetos sedentarios.

Estudio 4: Actividad muscular y dinámica de fuerza en sujetos sedentarios: un estudio comparativo de la evaluación isocinética e isotónica de la tarea sedente a bípedo y bípedo a sedente instrumentada.

Objetivos específicos:

- Explorar la actividad muscular de las extremidades inferiores en relación con la dominancia de la extremidad y las variaciones en fuerza y potencia durante las fases de ponerse de pie y sentarse (SU y SD) de la prueba iSTS-TS en individuos sedentarios, comparando las modalidades

Efectos de distintos volúmenes de entrenamiento pliométrico sobre la actividad neuromuscular, fuerza y potencia de extremidades inferiores, en sujetos sedentarios y/o físicamente inactivos

isocinética e isotónica.

Estudio 5: Volumen mínimo efectivo de entrenamiento pliométrico en individuos sedentarios: Impacto en las propiedades viscoelásticas y el rendimiento funcional de las extremidades inferiores - un ensayo clínico controlado aleatorizado.

Objetivos específicos:

- Determinar el mínimo volumen de EP capaz de inducir mejoras en las propiedades viscoelásticas de músculos y tendones, así como en los niveles de fuerza y potencia muscular en las extremidades inferiores durante una prueba iSTS-TS en sujetos sedentarios.

MATERIAL Y MÉTODO

Se proporciona un resumen conciso de los aspectos clave de la metodología de investigación de cada estudio en la tabla 1. Asimismo, se incluye información más detallada sobre cada uno de los estudios que constituyen la tesis doctoral actual.

Tabla 1. Detalle del diseño y tamaño de la muestra en los estudios.

Estudio	Diseño	Muestra
1	Revisión Sistemática	n: 6 estudios
2	Descriptivo	n: 31 Femenino / Masculino: 12/19, Edad (años): 23.1 ± 5.6. Altura (cm): 174 ± 0.9, Masa corporal (kg): 71.93 ± 12.49.
3	Descriptivo	n: 33 Femenino / Masculino: 13/20, Edad (años): 24.7 ± 5.6. Altura (cm): 169 ± 0.1, Masa corporal (kg): 76.52 ± 15.5.
4	Descriptivo	n: 33 Femenino / Masculino: 13/20, Edad (años): 24.7 ± 5.6. Altura (cm): 169 ± 0.1, Masa corporal (kg): 76.52 ± 15.5.
5	Experimental	n: 44 CG: n=16, Femenino / Masculino: 4/12, Edad (años): 24.1±2.2, Altura (cm): 1.71±0.09, Masa corporal (kg): 77.4±15.2. RVTG: n=16, Femenino / Masculino: 10/6, Edad (años): 24.2±2.7 Altura (cm): 1.65±0.08, Masa corporal (kg): 67.3±14.7. TG: n=12, Femenino / Masculino: 8/4, Edad (años): 23.6±3.1, Altura (cm): 1.65±0.09, Masa corporal (kg): 69.8±15.4.

Los valores se muestran como media ± desviación estándar

CG: Grupo control; RVTG: Grupo de entrenamiento con volumen reducido en un 50%; TG: Grupo de entrenamiento.

Estudio 1

Registro de la revisión sistemática:

Se utilizaron las directrices de Preferred Reporting Items for Systematic Review and Meta-Analyses (PRISMA) [80]. El protocolo de esta revisión se registró en PROSPERO (CRD42021267316).

Estrategia de búsqueda:

La búsqueda fue realizada por dos autores (MT-B y DJ-M). Las bases de datos utilizadas fueron Medline, Scopus, SPORTDiscus y Web of Science. La búsqueda se llevó a cabo desde el inicio hasta julio de 2021. Se incluyeron las siguientes palabras clave: "Resistance Training", "Resistance exercise", "Strength training", "Lower Limb", "Lower Extremities", "Sedentary Behavior", "Physical Inactivity", "Sedentary Lifestyle", "Sedentary", utilizando los operadores booleanos (AND / OR).

Criterios de elegibilidad:

Se seleccionaron artículos sin límites de tiempo. Se incluyeron en esta revisión aquellos que cumplieron con los siguientes criterios: (I) estudios con sujetos mayores de 18 años sedentarios o físicamente inactivos (II) estudios que implementaron un programa de entrenamiento de fuerza para las extremidades inferiores durante más de 4 semanas, (III) diseño de ensayo clínico aleatorizado, (IV) estudios que informaron medidas de potencia, fuerza y/o actividad muscular (es decir, actividad eléctrica), (V) texto completo disponible y (VI) artículos en inglés. Además, excluimos todos los artículos que: (I) incluían sujetos entrenados y/o físicamente activos, (II) presentaciones en conferencias, tesis, libros, editoriales, artículos de revisión y opiniones de expertos, (III) duplicados

y (IV) artículos en los cuales los autores principales o secundarios no respondieron a solicitudes por correo electrónico.

Selección de los estudios:

Los artículos obtenidos de la búsqueda se introdujeron en la aplicación Rayyan QCRI [79], una aplicación que facilita el proceso de selección de artículos, optimizando el tiempo de revisión y permitiendo el trabajo colaborativo entre investigadores (disponible de forma gratuita en: <http://rayyan.qcri.org> [consultado el 17 de julio de 2021]). Se eliminaron los artículos duplicados, y dos investigadores revisaron de manera independiente los títulos y resúmenes para identificar aquellos que cumplían con los criterios de elegibilidad. En caso de discrepancias, se consultó a un tercer investigador y se resolvió la disputa por consenso. Finalmente, se leyeron minuciosamente los artículos seleccionados, y se revisó la lista de referencias en busca de artículos relevantes que pudieran ser incluidos.

Extracción de datos:

Se utilizó una plantilla de Excel para la extracción de datos de cada manuscrito seleccionado para la revisión, considerando la siguiente información: tamaño de la muestra, sexo, edad, masa corporal, altura, tipo de entrenamiento, protocolos de entrenamiento de resistencia (frecuencia, semanas, volumen, descanso), resultados (actividad muscular, potencia, fuerza), conclusiones o aplicaciones prácticas. No se utilizó ningún método para preparar los datos para la presentación o síntesis; solo se presentó información original de los manuscritos incluidos. No se pudieron realizar metaanálisis debido a la heterogeneidad de los métodos utilizados para cuantificar la fuerza (es decir,

isocinética, isométrica, RM) o la potencia (es decir, cinemática, cinética) y debido a la falta de estudios que compararan los cambios en la actividad muscular. En este sentido, se realizó una síntesis narrativa.

Evaluación del riesgo de sesgo y calidad de la evidencia.

Cada artículo incluido en esta revisión sistemática fue evaluado de manera independiente en cuanto a la calidad metodológica por dos investigadores utilizando la escala PEDro [32]. Esta escala consta de once ítems que abarcan la validez externa (ítem 1) y considera dos aspectos de la calidad del ensayo, a saber, la "credibilidad" o validez interna del ensayo (criterios 2 a 9), y si el ensayo contiene información estadística suficiente para que sea interpretable (criterios 10 y 11). Los ítems se calificaron como sí o no (1 o 0) según si el criterio estaba claramente satisfecho en el estudio. Se obtuvo un puntaje total de PEDro sumando las calificaciones de los ítems 2 a 11 para un puntaje total combinado entre 0 y 10. Se ha sugerido que puntajes < 4 se consideran "pobres", de 4 a 5 se consideran "regulares", de 6 a 8 se consideran "buenos" y de 9 a 10 se consideran "excelentes" [20]. En caso de desacuerdo entre los investigadores, se utilizó el enfoque de consenso; para casos en los que no se pudo llegar a un consenso, se consultó a un tercer investigador.

Estudio 2

Este estudio fue realizado en el Laboratorio de la facultad de ciencias del deporte de la Universidad de Granada, España. Su protocolo de evaluación fue aprobado por comité de ética científico de la Universidad de Granada, España (nº: 2294/CEIH/2021).

Estimación del tamaño de la muestra

La determinación del tamaño de muestra necesario se realizó mediante el uso de un software estadístico (G*Power, v3.1.9.7, Heinrich-Heine-Universität, Alemania). Se empleó un tamaño de efecto medio de 0.7, según lo determinado en una investigación previa [19], como base para este cálculo. Dados los parámetros mencionados anteriormente, específicamente un poder estadístico deseado (error 1- β) de 0.95 y un umbral de error alfa inferior a 0.05, se calculó un tamaño de muestra total de 25 participantes. Para tener en cuenta la posible deserción durante el curso del estudio, se estableció un tamaño de muestra mínimo de 30 participantes.

Participantes

A cada participante se entregó un formulario de consentimiento informado donde se detalla la información del estudio, respetando los principios de la Declaración de Helsinki. Se aplicaron los siguientes criterios de inclusión: (i) ausencia de lesiones musculoesqueléticas en los dos meses previos al inicio del estudio, (ii) sin antecedentes de procedimientos quirúrgicos en las extremidades inferiores en el último año y (iii) ausencia de condiciones musculoesqueléticas que impidan la capacidad de participar en esfuerzos máximos durante los protocolos de prueba. Un total de 31 individuos saludables (39% mujeres; edad: 23.1 ± 5.6 años; masa corporal: 71.93 ± 12.49 kg; altura: 1.74 ± 0.09 m) participaron en la investigación.

Evaluación antropométrica

La masa corporal se cuantificó utilizando una balanza mecánica calibrada (modelo SECA 711, Hamburgo, Alemania) con un nivel de precisión de 0.1 kg. La altura de pie se determinó utilizando una escala telescópica (SECA, modelo 220, Hamburgo, Alemania) con una precisión de 0.1 cm. Los participantes fueron evaluados vistiendo ropa ligera, y se excluyó el calzado durante las mediciones.

Evaluación pliométrica resistida sin saltos

La fuerza, potencia y trabajo de las extremidades inferiores fueron evaluados utilizando un dinamómetro electromecánico funcional (DynaSystem, Modelo Research, España) con una precisión de 3 mm para el desplazamiento, 100 g para las cargas detectadas, una frecuencia de muestreo de 1000 Hz y un rango de velocidad entre 0.05 y 2.80 m/s. El ejercicio pliométrico resistido sin saltos involucró una posición inicial con los participantes sentados y las articulaciones de la rodilla dobladas en dos posiciones iniciales diferentes: 60° (Figura 1a) y 90° (Figura 1b). La evaluación abarcó un modo isocinético a velocidades de 5 cm/s (para determinar la contracción voluntaria máxima) y un modo tónico al 80% del peso corporal (para el ejercicio pliométrico resistido sin saltos). Ambas modalidades han demostrado una alta confiabilidad [46].

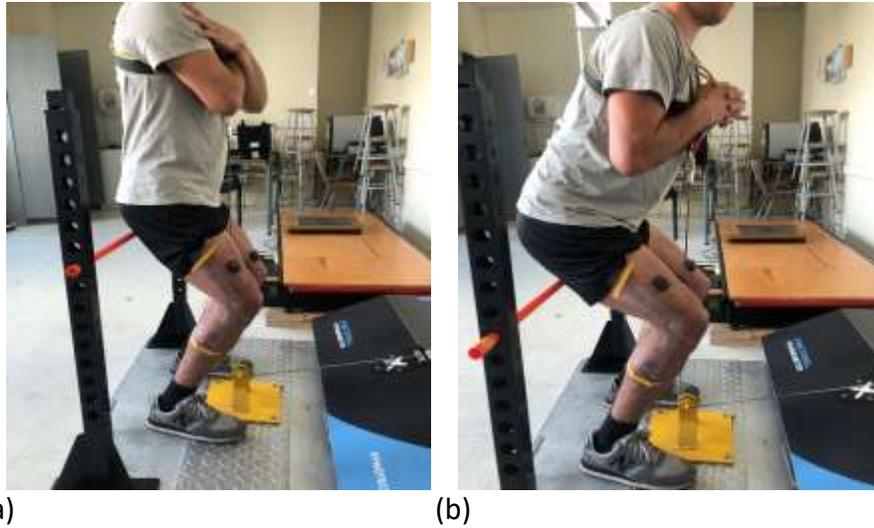


Figura 1. Posiciones iniciales para medir el ejercicio pliométrico resistido sin saltos en un participante masculino. En (a), las articulaciones de las rodillas están dobladas a 60° , mientras que en (b), las articulaciones de las rodillas están dobladas a 90° .

Durante la prueba, los participantes marcaron la posición del pie en el suelo para asegurar la consistencia en las repeticiones. Se llevó puesto un arnés de escalada, donde se colocó la unión con la cuerda del dinamómetro a nivel del proceso xifoides. Los participantes realizaron 20 repeticiones en el modo isocinético y 20 en el modo isotónico (es decir, 10 en una posición inicial de rodilla de 60° y 10 en 90°), con instrucciones de mantener las manos cruzadas contra el pecho y realizar sentadillas rápidas sin levantar los pies del suelo. Se alentó verbalmente a los participantes a ejercer un esfuerzo y velocidad máximos mediante pautas estandarizadas. Se utilizó un script de Matlab R2013a (MathWorks Inc.) para seleccionar automáticamente las 3 mejores repeticiones concéntricas-excéntricas (valores más altos) y calcular su media, normalizada al peso corporal. Como resultado, los resultados de las extremidades inferiores

incluyeron la fuerza promedio (N/kg), la potencia promedio (W/kg) y el trabajo promedio (J/kg).

Evaluación de electromiografía de Superficie (EMGs)

Considerando su importancia para la estabilidad de la rodilla, la actividad de EMGs del músculo vasto medial (VM) y vasto lateral (VL) se evaluó utilizando el sistema inalámbrico Trigno (Delsys, Natick, MA, EE. UU.). Antes de las pruebas, la preparación de la piel incluyó rasurado, abrasión y limpieza con alcohol, seguido de la ubicación del sensor Trigno Flex, que cuenta con una frecuencia de muestreo de 1950 Hz para las señales de EGMS y 148 Hz para el acelerómetro. La colocación de los electrodos siguió las recomendaciones de "Electromiografía de Superficie para la Evaluación No Invasiva de Músculos" (SENIAM) <http://www.seniam.org> (consultado el 20-03-2023) para las piernas D y ND. Los sensores se aseguraron con cinta adhesiva 3M (3M, Canadá). Las señales de EMGs fueron amplificadas (impedancia de entrada 120 k Ω , relación señal-ruido 750, distancia entre electrodos 10 mm) en un rango de ganancia de 500 a 5000 y transmitidas de forma inalámbrica a una computadora a través de la estación base Trigno. Los datos de EMGs fueron procesados con el software EMGworks® (Delsys, Natick, MA, EE. UU.) y filtrados con un filtro Butterworth de respuesta infinita de segundo orden, con una frecuencia de corte de 10 Hz en pasa altos y 500 Hz en pasa bajos. Para el análisis de datos de EMGs durante los ejercicios, se utilizó el método de la raíz media cuadrática (RMS), aplicando una ventana móvil de 60 ms para calcular los valores de la RMS, siguiendo prácticas previamente establecidas [39].

Durante el ejercicio pliométrico resistido sin saltos, la EMGs de los

músculos se registró simultáneamente con la aceleración detectada por el sensor Trigno Flex ubicado en el trocánter mayor del fémur. Se realizó una sesión piloto para evaluar las señales de aceleración durante el ejercicio, lo que llevó a la identificación de un pico inicial correspondiente al inicio de la repetición del ejercicio y otro pico observado al finalizar la repetición del ejercicio. Los datos RMS de la EMGs se expresaron como un porcentaje de la contracción voluntaria máxima (MVC) [51] utilizando el valor más alto de la EMGs registrado durante las pruebas de pliometría resistida sin saltos a 5 cm/s [63].

Análisis estadístico

La normalidad de los datos se confirmó mediante la prueba de Shapiro-Wilk ($p > 0.05$). Dado que la mayoría de los datos no seguían una distribución normal, se presentan como medianas y rangos intercuartílicos. Sin embargo, como la potencia media seguía una distribución normal, estos datos se presentan como medias \pm desviaciones estándar. Los análisis de las posiciones iniciales de las rodillas, entre las piernas D y ND, y las comparaciones entre las fases concéntrica y excéntrica, se realizaron de manera independiente. Los datos paramétricos se evaluaron mediante una prueba t pareada, mientras que los datos no paramétricos se analizaron mediante la prueba de pares emparejados de Wilcoxon. Se utilizó el coeficiente de correlación de Spearman (r_s) para la prueba de pares emparejados de Wilcoxon y el eta cuadrado parcial (ηp^2) para la prueba t pareada para evaluar el tamaño del efecto. La significancia estadística se estableció en $p \leq 0.05$, y todos los análisis estadísticos se realizaron utilizando GraphPad Prism 8 (versión 8.0.1).

Estudio 3

Este estudio fue realizado en el Laboratorio de análisis del movimiento de la Universidad de Las Américas, sede Viña del Mar, Chile. Su protocolo de evaluación fue aprobado por los comités de ética científicos de la Universidad de Granada, España (nº: 2294/CEIH/2021) y de la Universidad de Las Américas, Chile (CEC_FP_2021021).

Estimación del tamaño de la muestra

Se utilizó un software estadístico (G*Power, v3.1.9.7, Universidad Heinrich-Heine, Alemania) para calcular el tamaño de la muestra. Considerando un tamaño de efecto grande [4], una potencia de (error 1- β) = 0.90 y un error alfa < 0.05, el tamaño total de la muestra obtenido fue de 25 participantes. Teniendo en cuenta la posible deserción, el tamaño mínimo inicial de la muestra se estableció en 30 participantes.

Participantes

Se aplicaron los siguientes criterios de elegibilidad: (i) ausencia de lesiones musculoesqueléticas en los dos meses previos al inicio del estudio, (ii) haberse sometido a cirugía en las extremidades inferiores en el año anterior, (iii) estado sedentario, según criterios establecidos por el Cuestionario Internacional de Actividad Física [25] (Deben incluir baja actividad física e igual o más de 6 horas de comportamiento sedentario), y (iv) ausencia de problemas musculoesqueléticos que limitaran su capacidad para realizar esfuerzos máximos durante los procedimientos de prueba. Un total de 33 individuos sedentarios (41% mujeres; edad: 24.7 ± 5.6 años; masa corporal: 76.52 ± 15.5 kg; altura:

1.69 ± 0.1 m; índice de masa corporal: 26.6 ± 4.4 kg/m²) (Tabla 2) participaron en el estudio. Todos los sujetos firmaron un consentimiento informado, y los métodos experimentales se llevaron a cabo de acuerdo con las recomendaciones de la última versión de la Declaración de Helsinki.

Tabla 2. Características descriptivas básicas de los participantes del estudio.

	Muestra (n=33)
Sexo	41% Femenino; 59% Masculino
Edad (años)	24.7 ± 5.6
Peso corporal (kg)	76.52 (±15.5)
Altura (cm)	1.69 (±0.1)
Índice de masa corporal (kg/m ²)	26.6 (±4.4)

Evaluación antropométrica

La masa corporal se midió utilizando una balanza mecánica calibrada (modelo SECA 711, Hamburgo, Alemania) con una precisión de 0.1 kg. La altura de pie se midió con una escala telescópica (SECA, modelo 220, Hamburgo, Alemania), con una precisión de 0.1 cm. Los sujetos fueron evaluados con ropa ligera (sin calzado).

Evaluación de la tarea sedente a bípedo y bípedo a sedente (iSTS-TS)

La fuerza, potencia y trabajo de las extremidades inferiores durante la tarea iSTS-TS fueron evaluadas con un DEMF (DynaSystem, Modelo Research, España). Durante la evaluación, los participantes mantuvieron una posición sentada con las articulaciones de la cadera y la rodilla flexionadas aproximadamente a 90 °. La tarea iSTS-TS fue evaluada utilizando el modo isocinético a una velocidad de 15 cm/s, y el modo isotónico calibrado al 60% del peso corporal del sujeto. Esta aproximación se eligió porque ambas modalidades han demostrado una alta confiabilidad [46] y porque los músculos pueden

responder de manera diferente a los modos isocinético e isotónico debido a la naturaleza de la resistencia. La resistencia isocinética es constante, mientras que la resistencia isotónica varía con el movimiento. Esta variabilidad puede revelar diferencias en el comportamiento muscular que podrían no ser evidentes al utilizar una sola modalidad de prueba.

Durante la tarea, los participantes marcaron una distancia cómoda entre los pies en la plataforma para mantener la consistencia en las repeticiones. Los sujetos llevaron un arnés de escalada con un anclaje seguro a nivel del proceso xifoides al cual se ancló la cuerda del dinamómetro. Se realizaron tres intentos para cada tarea dentro del iSTS-TS. Se les instruyó a mantener las manos cruzadas contra el pecho y a levantarse rápidamente sin levantar los pies de la plataforma (Figura 2). Esta fase específica fue etiquetada como la tarea de 'levantarse' [44]. Posteriormente, los participantes regresaron a la posición sentada, designada como la tarea de "sentarse" [44]. A lo largo del procedimiento, se animó a los participantes a ejercer un esfuerzo máximo, siguiendo pautas verbales estandarizadas, y abstenerse de levantar los pies de la plataforma. Por lo tanto, las variables principales utilizadas para evaluar el rendimiento de las extremidades inferiores fueron la fuerza pico (kg), la potencia pico (W) y el trabajo (J).



Figura 2. Medición de fuerza, potencia y trabajo durante la evaluación dinamométrica del iSTS-TS en una participante femenina.

Evaluación de la frecuencial natural de oscilación muscular

Dado su relevancia para el movimiento de rodilla y tobillo durante el levantamiento desde la posición sentada [73], la frecuencia de oscilación muscular de los músculos bíceps femoral (BF), glúteo mayor (GM) y vasto medial (VM) fueron evaluados utilizando un miotonómetro portátil (MyotonPRO, Estonia), cuya confiabilidad ha sido reportada previamente [16]. El dispositivo mide la frecuencia de oscilación (en Hz) en un estado de relajación muscular, lo que sirve como indicador del tono muscular. Para garantizar precisión, la sonda de detección del miotonómetro se colocó en cada músculo según las recomendaciones del fabricante (<https://www.myoton.com/applications/>). Una vez determinada la ubicación adecuada, se aplicó presión constante y moderada al músculo en estado relajado durante 3-5 segundos (Figura 3). La frecuencia natural de oscilación muscular promedio se calculó en base a los resultados de

tres ensayos. Si el coeficiente de variación entre los ensayos superaba el 10%, la evaluación se repetía hasta que se cumplían los criterios.



Figura 3. Medición de la frecuencia de oscilación muscular del GM utilizando un miotonómetro en un participante masculino.

Análisis estadístico

La normalidad de los datos se confirmó mediante la prueba de Shapiro-Wilk ($p > 0.05$), y la igualdad de varianzas se evaluó mediante la prueba de Levene ($p > 0.05$). Los datos descriptivos se presentan como la media \pm desviación estándar. Se utilizó el coeficiente de correlación de Pearson (r de Pearson) para cuantificar la correlación entre los resultados. La magnitud de la correlación se interpretó como nula (0.00–0.09), pequeña (0.10–0.29), moderada (0.30–0.49), grande (0.50–0.69), muy grande (0.70–0.89), casi perfecta (0.90–0.99) o perfecta (1.00). La significancia estadística se estableció en $p \leq 0.05$. Debido a las múltiples comparaciones, se realizó el ajuste de los

valores P utilizando el método de Benjamini–Hochberg para controlar la tasa falsos descubrimientos [14] en el nivel de significancia de 0.05. Todos los análisis estadísticos se realizaron utilizando GraphPad Prism 8 (versión 8.0.1).

Estudio 4

Este estudio fue realizado en el Laboratorio de análisis del movimiento de la Universidad de Las Américas, sede Viña del Mar, Chile. Su protocolo de evaluación fue aprobado por los comités de ética científicos de la Universidad de Granada, España (nº: 2294/CEIH/2021) y de la Universidad de Las Américas, Chile (CEC_FP_2021021).

Estimación tamaño de la muestra

Se utilizó un software estadístico (G*Power, v3.1.9.7, Heinrich-Heine-Universität, Alemania) para el cálculo del tamaño de la muestra. Se empleó un tamaño de efecto medio de 0.7, obtenido de un estudio previo [18]. Teniendo en cuenta el parámetro mencionado y buscando una potencia deseada (error $1-\beta$) de 0.95 con un error alfa inferior a 0.05, se determinó un tamaño total de muestra de 25 participantes. Considerando la posible pérdida de participantes, el tamaño mínimo de muestra inicial se estableció en 30 participantes.

Participantes

Se aplicaron los siguientes criterios de elegibilidad: (i) ausencia de lesiones musculoesqueléticas en los dos meses previos al inicio del estudio, (ii) no haberse sometido a cirugía en las extremidades inferiores en el año anterior, (iii) debían clasificarse como sedentarios, según lo determinado por el

Cuestionario Internacional de Actividad Física [25], y (iv) no debían tener problemas musculoesqueléticos que limitaran su capacidad para realizar esfuerzos máximos durante los procedimientos de prueba. Un total de 33 individuos sedentarios (41% mujeres; edad: 24.7 ± 5.6 años; peso corporal: 76.52 ± 15.5 kg; altura: 1.69 ± 0.1 m; índice de masa corporal: 26.6 ± 4.4 kg/m²) participaron en el estudio. Todos los métodos experimentales se llevaron a cabo de acuerdo con las recomendaciones de la última versión de la Declaración de Helsinki. Se obtuvo el consentimiento informado de todos los participantes antes de su participación.

Evaluación antropométrica

La masa corporal se cuantificó utilizando una balanza mecánica calibrada (modelo SECA 711; Hamburgo, Alemania) con una precisión de 0.1 kg. La altura en posición de pie se determinó utilizando una escala telescópica (SECA, modelo 220, Hamburgo, Alemania) con una precisión de 0.1 cm. La evaluación se llevó a cabo en sujetos vestidos con ropa ligera y sin calzado.

Evaluación dinamométrica

Las evaluaciones de fuerza y potencia en las extremidades inferiores se llevaron a cabo utilizando un dinamómetro electromecánico funcional (DynaSystem®; Modelo Research, España). Durante la evaluación, los participantes adoptaron una posición sentada con las articulaciones de la cadera y la rodilla flexionadas aproximadamente a 90°. El protocolo iSTS-TS se evaluó utilizando un modo isocinético a velocidades de 5 cm/s (para inducir la contracción voluntaria máxima) y 15 cm/s, junto con un modo isotónico al 60%

del peso corporal. Esta selección de modalidades se basó en evidencia establecida que respalda su alta confiabilidad [46]. A lo largo del procedimiento de prueba, los participantes marcaron una distancia cómoda para los pies en la plataforma para garantizar consistencia en las repeticiones. Los sujetos llevaban un arnés de escalada con anclaje a nivel del proceso xifoides, al cual se fijó la cuerda del dinamómetro. Los participantes realizaron tres intentos por modalidad en la maniobra iSTS-TS, siguiendo las instrucciones de mantener las manos cruzadas contra el pecho y levantarse y sentarse sin levantar o mover los pies de la plataforma (Figura 4). Por lo tanto, los principales resultados de rendimiento de las extremidades inferiores fueron la fuerza máxima normalizada (N/kg) y la potencia máxima normalizada (W/kg). Se generó una secuencia de aleatorización utilizando Stata 17.0 con bloques de diferentes tamaños que se combinaron aleatoriamente. La asignación se realizó en una proporción de uno a uno, y se garantizó la ocultación de la asignación mediante el uso de sobres sellados.



Figura 4. Medición de fuerza, potencia y EMGs durante la evaluación dinamométrica de la tarea iSTS-TS en un participante masculino representativo.

Evaluación EMGs

Considerando su relevancia para el movimiento de la rodilla y el tobillo durante el sedente a bípedo [20], la actividad EMGs del bíceps femoral (BF), del gastrocnemio medial (GM) y el vasto medial (VM) se evaluó utilizando el sistema inalámbrico Trigno (Delsys, Natick, MA, EE. UU.). Antes de la prueba, la piel se preparó mediante afeitado, abrasión y limpieza con alcohol, seguido de la aplicación de un sensor Trigno-flex, que tenía una frecuencia de muestreo de 1950 Hz para la señal EMGs y 148 Hz para el acelerómetro. Los electrodos se colocaron en la pierna D y ND siguiendo las recomendaciones de la SENIAM y se aseguraron con cinta adhesiva (3M, Canadá). Las señales EMGs se amplificaron (impedancia de entrada 120 k Ω , relación señal-ruido 750, distancia entre

electrodos 10 mm) con un rango de ganancia de 500-5000 y se transmitieron de forma inalámbrica a una computadora a través de la estación base Trigno y un convertidor análogo-digital (computadora portátil G-42 HP, EE. UU.). Utilizando el software EMGworks® (Delsys, Natick, MA, EE. UU.), los datos EMGs se filtraron con un filtro Butterworth de segundo orden de respuesta infinita de paso alto de 10 Hz y paso bajo de 500 Hz.

Los datos EMGs filtrados se analizaron mediante el método de RMS. Aplicando una ventana móvil de 60 ms los datos de EMGs se normalizaron utilizando la mayor EMGs registrada durante la prueba iSTS-TS a 5 cm/s y se expresaron como un porcentaje de la contracción voluntaria máxima (MVC%) [51].

Durante iSTS-TS, se registró la EMGs de los músculos, junto con la aceleración detectada por el sensor Trigno Flex ubicado en el trocánter mayor del fémur. Se realizó una sesión piloto para examinar las señales de aceleración durante la prueba. Los resultados de esta sesión llevaron a la identificación de un pico inicial que correspondía a la fase de SU de la tarea iSTS-TS. Este pico se determinó visualmente por el aumento en la amplitud de la aceleración por encima de la línea base. El pico disminuyó gradualmente hasta que volvió a la línea base, marcando el final de la fase de ponerse de pie y el comienzo SD. Otro pico se observó al final de la fase de sentarse, que marcó el final de la tarea.

Análisis estadístico

La normalidad de los datos se confirmó mediante la prueba de Shapiro-Wilk ($p > 0.05$), y la igualdad de varianzas se evaluó mediante la prueba de Levene ($p > 0.05$). Dado que la mayoría de los datos no seguían una distribución

normal, se presentan como medianas y rangos intercuartílicos. Sin embargo, como la fuerza máxima y la potencia en modo isocinético seguían una distribución normal, estos datos se presentan como medias \pm desviaciones estándar. Las diferencias entre las piernas D y ND y entre las fases SU y SD se analizaron mediante una prueba t pareada para los datos paramétricos y una prueba de rangos con signo de Wilcoxon para los datos no paramétricos. La significancia estadística se estableció en $p \leq 0.05$, y todos los análisis estadísticos se realizaron con GraphPad Prism 8 (versión 8.0.1).

Estudio 5

Este estudio fue realizado en el Laboratorio de análisis del movimiento de la Universidad de Las Américas, sede Viña del Mar, Chile. Su protocolo de evaluación fue aprobado por los comités de ética científicos de la Universidad de Granada, España (nº: 2294/CEIH/2021) y de la Universidad de Las Américas, Chile (CEC_FP_2021021).

Enfoque experimental del problema.

Se llevó a cabo un ensayo clínico controlado aleatorizado de diseño paralelo, y doble ciego, para evaluar los efectos diferenciales de dos volúmenes distintos de EP, igualados para una intensidad progresiva. Una cohorte de control fue integrada en el diseño experimental. Tanto participantes masculinos como femeninos se involucraron en sesiones de ejercicio tres veces por semana, durante 4 semanas. Todos los sujetos eran físicamente inactivos y sedentarios. Las evaluaciones basales y de seguimiento comprendieron la evaluación de la tarea iSTS-TS isocinética (a 5 cm/s y 15 cm/s), junto con mediciones de un miotonómetro. Una semana antes del inicio del estudio, se llevaron a cabo dos

sesiones de familiarización, cada una con una duración de 20 minutos. Estas sesiones incluyeron ejercicios de EP y los procedimientos de prueba.

Las propiedades viscoelásticas de los músculos y tendones de la pierna dominante, así como los niveles de fuerza y potencia en las extremidades inferiores, fueron evaluados de manera integral. La pierna dominante de los participantes se determinó mediante un enfoque de dos fases. En primer lugar, se les pidió que identificaran su pierna dominante. Posteriormente, esta afirmación se validó observando el uso consistente de la pierna dominante durante una tarea que implicaba golpear un balón. El protocolo y los procedimientos del estudio han sido aprobados y registrados públicamente en ClinicalTrials.gov PRS bajo el ID NCT05928130.

Sujetos

De acuerdo con los parámetros de un estudio con características similares [116], el número requerido de participantes para lograr un poder estadístico del 90% y un nivel de significancia estadística del 5%, con un tamaño de efecto de 0.8, según lo determinado por el software G*Power, asciende a 27 sujetos (9 por grupo). Para mitigar la posible deserción, se inscribieron un total de 60 sujetos antes del inicio del proceso de asignación (Figura 5).

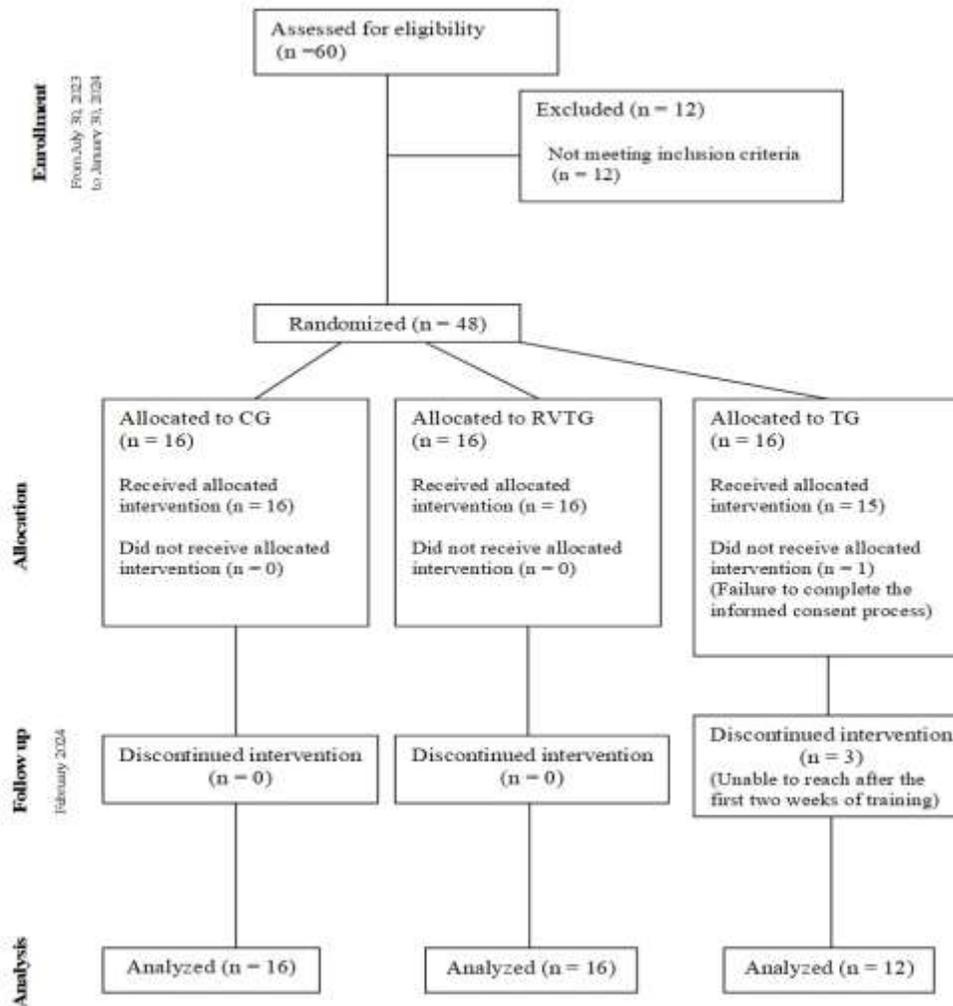


Figura 5. Diagrama CONSORT de reclutamiento de participantes, asignación, seguimiento y análisis.

Se aplicaron los siguientes criterios de inclusión: (i) ausencia de lesiones musculoesqueléticas en los dos meses previos al inicio del estudio, (ii) ausencia de condiciones médicas que pudieran impedir la participación en el estudio, incluyendo enfermedades cardiovasculares, (iii) no haberse sometido a cirugías en las extremidades inferiores en los dos años anteriores, (iv) clasificación como sedentario e inactivo físicamente [6], haber denotando una falta de compromiso con protocolos de entrenamiento en los 12 meses previos al reclutamiento, (v)

capacidad para realizar saltos de esfuerzo máximo, (vi) índice de masa corporal (IMC) $<30 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-2}$. El comportamiento sedentario se evaluó según los criterios establecidos para la población específica donde se llevó a cabo el estudio. En resumen, los participantes fueron considerados sedentarios si informaban participar en actividades sedentarias durante ≥ 6 horas al día, definidas como actividades que requieren <1.5 METS [102]. Del número inicial de 60 voluntarios, 12 fueron descalificados debido a no cumplir con los criterios de elegibilidad. Posteriormente, los 48 participantes restantes fueron asignados aleatoriamente a tres grupos: CG, RVTG y TG. La secuencia de asignación aleatoria fue generada por un asistente de investigación que desconocía el propósito del estudio. Se utilizó el método de 'papel en la bolsa' para el proceso de aleatorización. Se implementó una restricción, deteniendo la asignación una vez que cada grupo alcanzó 16 participantes. Además, se utilizaron contenedores numerados secuencialmente para preservar el ocultamiento de la asignación hasta que se asignaron las intervenciones. Después del proceso de asignación, un participante asignado al TG no recibió la intervención asignada debido a la falta de completitud del proceso de consentimiento informado. Además, tres participantes del TG fueron retirados del estudio durante el período de seguimiento, cuyas causas se describen en el diagrama CONSORT presentado en la Figura 5. En consecuencia, un total de 44 hombres y mujeres jóvenes sedentarios e inactivos físicamente fueron incluidos en el análisis final (CG, $n=16$; RVTG, $n=16$; y TG, $n=12$). Debido a limitaciones logísticas, no fue factible incorporar un grupo de control activo o un grupo experimental con nutrición estandarizada para controlar los posibles efectos de confusión

derivados de cambios en la actividad física, el comportamiento sedentario y los patrones dietéticos. Para mitigar estas posibles fuentes de sesgo, aseguramos la estandarización de la actividad física, el comportamiento sedentario y la dieta durante el período de intervención instruyendo a los participantes a mantener sus niveles habituales de actividad, estado sedentario y hábitos dietéticos.

La Tabla 3 describe las características descriptivas básicas de cada grupo experimental, indicando la ausencia de diferencias significativas. Se proporcionó a todos los participantes información integral sobre los procedimientos del estudio, los riesgos asociados y los posibles beneficios. Se obtuvo consentimiento informado por escrito de cada participante antes del inicio del estudio. El protocolo del estudio fue aprobado por el comité de ética de la Universidad de Granada, con el número de aprobación 2294/CEIH/2021. Además, de acuerdo con consideraciones éticas y protocolos de seguridad de los participantes, el estudio implementó una guía de detención predefinida. Esta guía exigía la interrupción del ensayo en caso de lesión del participante durante la fase de entrenamiento. Esto permitía evaluar la situación, proporcionar atención adecuada y determinar la viabilidad de continuar con el ensayo.

Tabla 3. Características descriptivas básicas de los grupos experimentales.

	CG ($n = 16$)	RVTG ($n = 16$)	TG ($n = 12$)
Edad (años)	24.1±2.2	24.2±2.7	23.6±3.1
Altura (m)	1.71±0.09	1.65±0.08	1.65±0.09
Masa corporal(kg)	77.4±15.2	67.3±14.7	69.8±15.4

CG: grupo control; RVTG: grupo de entrenamiento de volumen reducido; TG: grupo de entrenamiento. Valores se expresan como media ± desviación estándar. No hay diferencias significativas entre los grupos.

Procedimientos

Para mejorar la confiabilidad del proceso de prueba, los participantes se

sometieron a dos sesiones de familiarización de 20 minutos cada una. Estas sesiones incluyeron explicaciones detalladas de las pruebas isocinéticas y los ejercicios de entrenamiento pliométrico, seguidas de ensayos prácticos para cada prueba y ejercicio. Todas las sesiones de familiarización y prueba fueron conducidas por el mismo investigador principal, quien permaneció cegado respecto a la asignación de grupo de cada participante. Además, este investigador no participó en las sesiones de entrenamiento; en su lugar, realizó únicamente las evaluaciones previas y posteriores. Cabe destacar que todas las pruebas y ejercicios pliométricos fueron iguales para ambos grupos de entrenamiento, lo que hacía que fuera indistinguible tanto para el investigador principal como para los sujetos discernir a qué grupo pertenecían los participantes.

Evaluación antropométrica

La masa corporal se midió utilizando una balanza mecánica calibrada (SECA, modelo 711, Hamburgo, Alemania), con una precisión de 0.1 kg. La altura de pie se midió utilizando una escala telescópica (SECA, modelo 220, Hamburgo, Alemania), con una precisión de 0.1 cm.

Tarea iSTS-TS

En la evaluación de la fuerza y potencia de las extremidades inferiores durante la tarea iSTS-TS, se empleó un dinamómetro electromecánico funcional (FEMD) (DynaSystem, Modelo Research, España). Este dispositivo está equipado con una precisión de 3 mm para el desplazamiento, capaz de detectar cargas de

100 g, y opera a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, con un rango de velocidad que va desde 0.05 m/s hasta 2.80 m/s [95]. Durante la evaluación, se instruyó a los participantes a mantener una posición sentada con las articulaciones de la cadera y la rodilla flexionadas aproximadamente a 90°. El protocolo iSTS-TS consistió en evaluaciones en el modo isocinético a dos velocidades: 5 cm/s y 15 cm/s. Esta elección se realizó por la alta confiabilidad comprobada de este modo [95], reconociendo que los músculos pueden responder de manera variable a diferentes velocidades isocinéticas.

Los participantes establecieron una distancia cómoda entre los pies en la plataforma para mantener la consistencia entre las repeticiones. Se colocaron un chaleco con anclaje seguro en el proceso xifoides, que servía como punto de sujeción para el dinamómetro. Para cada tarea dentro del iSTS-TS, los participantes completaron tres intentos. Se les indicó que cruzaran las manos sobre el pecho y ascendieran rápidamente sin levantar los pies de la plataforma, denominado como la tarea de "levantarse" (SU) (Figura 6A) [44]. Posteriormente, los participantes volvieron a la posición sentada, designada como la tarea de "sentarse" (SD) [44] (Figura 6B). A lo largo del procedimiento, se les indicó a los participantes que realizaran un esfuerzo máximo, siguiendo instrucciones verbales estandarizadas. Como resultado, las métricas principales para evaluar el rendimiento de las extremidades inferiores incluyeron la fuerza pico normalizada (N/kg) y la potencia pico normalizada (W/kg).



Figura 6. Medición de la tarea isocinética iSTS-TS en un participante masculino representativo. A) fase de levantarse, y B) fase de sentarse.

Evaluación de propiedades viscoelásticas

Considerando su importancia en el movimiento de la rodilla y el tobillo durante las acciones de sentarse-levantarse [73], se evaluaron las propiedades viscoelásticas de los músculos gastrocnemio (GM) y vasto medial (VM) dominantes, así como las de los tendones de Aquiles y rotuliano, utilizando un miotonómetro manual (MyotonPRO, Estonia), cuya confiabilidad ha sido previamente establecida [16],[123]. Este dispositivo mide la frecuencia de oscilación (en Hz) de un músculo en estado relajado, que sirve como indicador del tono muscular. Además, se midieron la rigidez (N/m), elasticidad (unidades arbitrarias) y relajación (ms). Para garantizar la precisión, la sonda sensor del miotonómetro se posicionó en cada músculo siguiendo las pautas del fabricante (<https://www.myoton.com/applications/>). Una vez confirmado el

posicionamiento adecuado, se aplicó presión consistente y moderada durante 3 a 5 segundos. La frecuencia promedio, rigidez, disminución y relajación se determinaron en función de los resultados de tres pruebas. En los casos en que el coeficiente de variación entre las pruebas superó el 10%, la evaluación se repitió hasta que se cumpliera el criterio.

Protocolos de entrenamiento

Mientras que los participantes en el CG mantuvieron sus rutinas diarias habituales, ambos grupos de entrenamiento (RVTG y TG) participaron en un régimen de EP durante cuatro semanas con tres sesiones por semana. El programa de entrenamiento pliométrico, detallado en la Tabla 4, comprendió cuatro o cinco ejercicios diferentes por sesión, con dos a cinco series por ejercicio y seis a veinte repeticiones por serie. El volumen de entrenamiento experimentó incrementos graduales a lo largo del período de cuatro semanas [91]. En el TG, el programa de entrenamiento pliométrico resultó en un volumen total de 2,414 contactos de pie, mientras que, para el RVTG, resultó en 1,207 contactos del pie. Las sesiones de entrenamiento pliométrico se programaron entre las 16:00 y las 20:00 horas y se llevaron a cabo en el mismo laboratorio donde se realizaron las sesiones de familiarización. Se instruyó a los participantes a usar zapatillas deportivas.

Se proporcionó supervisión individualizada a cada participante durante las sesiones de entrenamiento, manteniendo una proporción de entrenador a sujeto de 1:2 para garantizar tanto la intensidad como la destreza técnica. Los saltos

repetitivos se realizaron sin intervalos de descanso entre saltos, con un intervalo de descanso de 120 segundos entre series [89].

Tabla 4. Descripción de los protocolos de entrenamiento pliométrico implementados en el estudio.

Week	Exercise	Set x repetitions		Intensity (MJH)	Week Volume (FC)	
		RVTG	TG		RVTG	TG
1	Side to side ankle hops	2X8	2x16	60-70 %*	213	426
	Standing jump and reach	2X8	2x16			
	Front cone hops	5X3	5x6			
	Squat jump	3X8	3x16			
2	Side to side ankle hops	2X8	2x16	60-70 %*	268	536
	Standing long jump	5X3	5x6			
	Lateral jump over barrier	2X6	2x12			
	Squat jump	3X8	3x16			
3	Side to side ankle hops	2X10	2x20	60-70 %*	360	720
	Standing long jump	4X4	4x8	70-80%*		
	Lateral jump over barrier	4X8	4x16	70-80%*		
	Squat jump	4X8	4x16	70-80%*		
	Single leg bounding	4X5	4x10	MJH		
4	Lateral cone hops	4x5	4x10	50-60%*	366	732
	Diagonal cone hops	3x10	3x20	60-70%*		
	Split squat jump	4x5	4x10	MJH		
	Squat jump	4x8	4x16	MJH		
	Tuck jump with knees up	4x5	4x10	MJH		

*Percent regard to maximum jump height; MJH= Maximum jump height; FC= Foot contact

Cada sesión de entrenamiento duró aproximadamente 20 minutos e incluía fases de calentamiento y enfriamiento. Esta duración se alinea con protocolos establecidos [92],[116] conocidos por producir mejoras notables en varios aspectos de la aptitud muscular, incluyendo parámetros de fuerza y potencia. Las sesiones de EP comenzaban inmediatamente después de la fase de calentamiento, siguiendo un protocolo diseñado en base a investigaciones [116] y recomendaciones [92] previas. Para introducir variabilidad y desafío, la secuencia de ejercicios se aleatorizaba para cada sesión a lo largo de la semana [42]. El régimen de EP incluía una variedad de ejercicios, como movimientos

bilaterales y unilaterales, acciones repetitivas y no repetitivas, así como movimientos horizontales, verticales, laterales y diagonales. Estos ejercicios abarcaban acciones tanto lentas (≥ 250 ms) como rápidas de ciclo estiramiento-acortamiento.

Se indicó a los participantes en ambos grupos de entrenamiento que realizaran saltos con una intensidad que oscilaba entre el 60% y el 70% de su altura máxima de salto durante las semanas uno y dos, y del 70% de su altura máxima de salto durante las semanas tres y cuatro. El enfoque estaba en minimizar el tiempo de contacto con el suelo para mejorar el rendimiento de la fuerza reactiva. Para garantizar el nivel de intensidad, la primera sesión de cada semana incluía la medición de las alturas máximas de salto vertical y horizontal.

Análisis estadísticos

Los datos se expresan como media \pm desviación estándar. Se evaluaron las suposiciones de normalidad y homocedasticidad utilizando las pruebas de Shapiro-Wilk y Levene, respectivamente. Se empleó un análisis de varianza (ANOVA) de dos vías para discernir las disparidades entre grupos en todas las variables tanto en las evaluaciones de inicio como en las de seguimiento. Las variables dependientes se analizaron mediante modelos separados de 3 (Grupos) \times 2 (Tiempo: pre, post) de ANOVA de medidas repetidas en el tiempo. Las comparaciones post-hoc se realizaron utilizando Holm-Sidak para discernir diferencias estadísticamente significativas. Los tamaños del efecto se determinaron utilizando eta al cuadrado (η^2), con las siguientes clasificaciones de los efectos; insignificantes (< 0.01), pequeños ($0.01 \leq \eta^2 < 0.06$), medianos

($0.06 \leq \eta^2 < 0.14$) y grandes ($\eta^2 \geq 0.14$) [4]. Los análisis estadísticos se realizaron utilizando GraphPad Prism 8.

RESULTADOS

A continuación, se presentan los resultados de los estudios que componen la Tesis Doctoral:

Estudio 1

Artículos seleccionados

No se encontraron revisiones sistemáticas con objetivos similares a los del presente estudio. A partir de la búsqueda inicial, se recuperaron 164 artículos (Figura 7), de los cuales se eliminaron 114 por ser duplicados. Se identificaron seis artículos adicionales de otras fuentes. Todos los artículos que evaluaron la fuerza, potencia y/o actividad muscular presentaron un grupo de control. Después de evaluar títulos y resúmenes, se excluyeron 44 artículos por no cumplir con los criterios de inclusión, dejando 12 artículos para un análisis completo del texto.

De los 12 artículos, cuatro no establecieron claramente el nivel de actividad física de los sujetos; al contactar a los autores, se incluyó un estudio, se eliminó otro por haber evaluado sujetos físicamente activos y otros dos fueron eliminados por no responder a la consulta. De los nueve restantes, después de leer el texto completo, se eliminaron tres artículos porque sus protocolos de fuerza no estaban relacionados únicamente con las extremidades inferiores. Así, se seleccionaron seis artículos [24],[60],[72],[77],[85],[118] se revisaron sus listas de referencias y no se encontraron nuevos artículos.

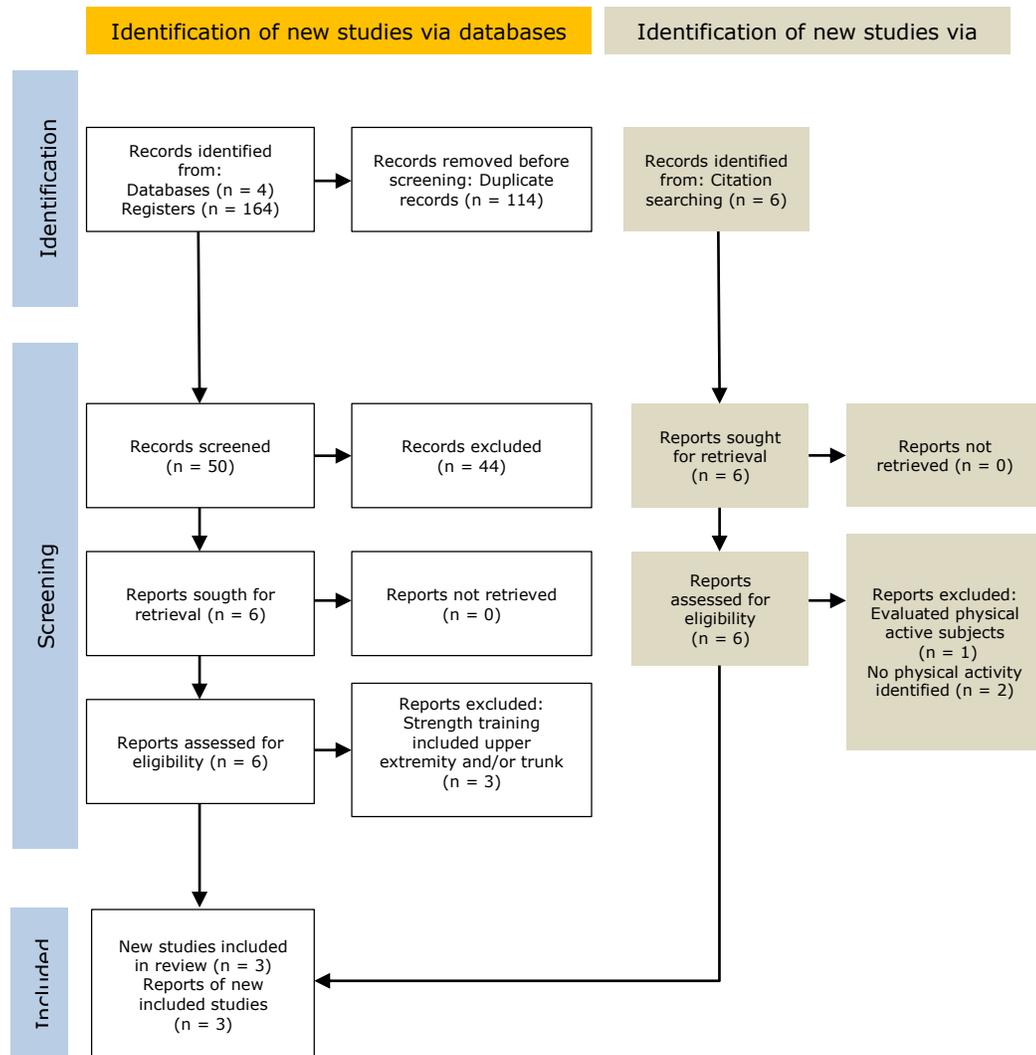


Figura 7. Diagrama de flujo PRISMA de la revisión sistemática

Características de los estudios

La Tabla 5 muestra las características de los sujetos incluidos en los estudios, la Tabla 6 muestra las características de los protocolos aplicados, y la Tabla 7 muestra los principales hallazgos por estudio.

Tabla 5. Características de los participantes en los estudios.

Study	Sample size (n)	Gender	Age (years)	Body mass (Kg) or Body mass index (%)	Height (cm)
Correa <i>et al.</i> (2012)	CG = 17; RTG = 14; PJG = 14; RTG(power) = 13	Female	NR per group. 67 ± 5	NR	NR per group. 158.1 ± 10.2
Lovell <i>et al.</i> (2010)	RTG = 12; CG = 12	Male	RTG = 75.2 ± 0.8 CG = 73.7 ± 1	RTG = 79.4 ± 4.5 CG = 78.9 ± 4.3	RTG = 174 ± 2 CG = 175 ± 1
Mulla <i>et al.</i> (2018)	RTG = 21; CG = 22	RTG: Female = 12, Male = 9 CG: Female = 15, Male = 7	RTG = 44.1 ± 10.5 CG = 43.3 ± 10.4	RTG = 83.4 ± 17.6 CG = 76.8 ± 19.4	RTG = 170 ± 7 CG = 167 ± 10
Okamoto <i>et al.</i> (2009)	RTG = 10; CG = 10	RTG: Female = 3, Male = 7 CG: Female = 4, Male = 6	RTG = 20.0 ± 0.5 CG = 20.1 ± 0.3	RTG = 62.9 ± 12.8 CG = 63.1 ± 15.0	RTG = 166.2 ± 10.8 CG = 167.8 ± 10.6
Ploeg, <i>et al.</i> (2010)	APJG1 = 10; APJG2 = 11 PJG = 8; CG = 10	NR per group. Male = 16, Female = 23	NR per group. Males = 21.8 ± 2.3 Females = 22.4 ± 3.5	NR per group. Males = 80.7 ± 9.2 Females = 65.7 ± 10.0	NR per group. Males = 181.9 ± 6.9 Females = 166.5 ± 5.8
Torres-Banduc <i>et al.</i> (2020)	RTG = 8; PJG = 9; CG = 11	RTG: Female = 5, Male = 3 PJG: Female = 5, Male = 4 CG: Female = 6, Male = 5	RTG = 22.6 ± 2.9 PJG = 22.2 ± 1.7 CG = 23.6 ± 2.4	NR	NR

Edad, masa y talla son reportados como promedio ± desviación estándar. CG = Grupo control; RTG = grupo entrenamiento de resistencia; PJG = grupo de salto pliométrico; NR = no reportado; APJG = grupo acuático de salto pliométrico.

Tabla 6. Resumen de las características de los protocolos por estudio.

Study	Type of training	Frequency	Weeks	Volume	RBS and/or exercises	RBR
Correa <i>et al.</i> (2012)	TRT and, PJT in separate groups	2	12	NR	TRT=2 min PJT=NR	NR
Lovell <i>et al.</i> (2010)	TRT	3	16	NR	2 min	NR
Mulla <i>et al.</i> (2018)	TRT	3	12	NR	NR	NR
Okamoto <i>et al.</i> (2009)	TRT	2	10	NR	2 min	NR
Ploeg <i>et al.</i> (2010)	PJT	2	6	APJG1 and PJG 730 jumps; APJG2 1460 jumps	NR	NR
Torres-Banduc <i>et al.</i> (2020)	TRT and, PJT in separate groups	3	4	PJG 2,211 jumps	RTG Sets rest 60s/ exercise rest 20S); PJG 120s, for the repetitive jumps,	TRG=NR; PJG=5s

TRT= entrenamiento de resistencia tradicional; PJT= entrenamiento de salto pliométrico; APJG=grupo acuático de salto pliométrico; RBS = descansa entre sets; RBR = descanso entre repeticiones; RTG = grupo de entrenamiento de resistencia; PJG = grupo de salto pliométrico; NR = no reportado.

Tabla 7. Principales hallazgos de los estudios incluidos en la revisión.

Study	Outcome		Strength	Conclusions or practical applications
	Muscle activity	Power		
Correa <i>et al.</i> (2012)	Post-6 weeks of generalized TRT: Muscle activation ↑ Onset latency ↑ Post-6 more weeks of specific TRT or PJT: Muscle activation ↑ Onset Latency ↑ (only in PJT)	NR	Post-6 weeks of generalized TRT: Knee extension ↑	PJT enhances neuromuscular parameters related to muscle force production, it decreases the time of muscle activation, and improves the functional capacity of elderly women in greater magnitude than TRT. The development of maximal dynamic strength, muscle thickness, or activation of the quadriceps muscles as were similar between the specific types of strength training.
Lovell <i>et al.</i> (2010)	NR	NR	Post-16 weeks of TRT: Leg strength ↑ 4 weeks of detraining: Leg strength ↓	16 weeks of strength training resulted in significant increases in maximum force and muscular strength. Strength training can be used to improve neuromuscular function in sedentary older men. However, after 4 weeks detraining, only some gains in neuromuscular function remained. Therefore, resistance exercise must be performed on a regular basis to maintain training adaptations.
Mulla <i>et al.</i> (2018)	NR	NR	Post-12 weeks of TRT: no significant changes.	Strengthening exercises delivered within the workplace improved self-reported and physical capacity outcomes among desk based workers. Randomized control trials comparing different types of exercise exposures and sedentary on worker health and productivity are warranted.

Efectos de distintos volúmenes de entrenamiento pliométrico sobre la actividad neuromuscular, fuerza y potencia de extremidades inferiores, en sujetos sedentarios y/o físicamente inactivos

Okamoto et al.(2009)	NR	NR	Increases for each of the exercises were: 26% in leg press 17% in squat 26% in seated calf raise, 29% in leg extension 21% in leg curl.	No conclusion or practical applications related to findings on muscle strength.
Ploeg et al. (2010)	NR	Post-6 weeks of aquatic or traditional PJT; no significant changes	Post-6 weeks of aquatic or traditional PJT; no significant changes	No significant improvements over the course of the 6-week plyometric training program. The optimal duration of an aquatic plyometric program along with the progression of intensity should be investigated further.
Torres-Banduc et al. (2020)	NR	Post-4 weeks of TRT or PJT; CMJ ↑, SJ ↑	Post-4 weeks of TRT or PJT; Knee extension strength ↑	Both TRT and PJT are equally effective in improving maximal strength and muscle power that are both sedentary and physically inactive. Considering the relatively low cost, easiness of implementation, and effectiveness of PJT, it may offer an alternative to TRT programs for sedentary and physically inactive participants.
RTG= grupo de entrenamiento de resistencia; NR= no reportado TRT= entrenamiento de resistencia tradicional; PJT= entrenamiento de salto pliométrico; CMJ= salto contramovimiento; SJ= salto tipo squat; ↑= mejora significativa ($p \leq 0.05$); ↓=disminución significativa ($p \leq 0.05$).				

Estudios sobre la fuerza muscular.

En los seis estudios que exploraron los resultados en la fuerza muscular [24],[60],[72],[77],[85],[118], el número combinado de participantes fue de 212 (67.5 % mujeres) (Tabla 1), con un rango de edad que varió desde adultos jóvenes hasta mayores. El tamaño muestral mediano por estudio fue de 29 (rango de 20 a 55 participantes) (Tabla 1). Las intervenciones tuvieron una duración de cuatro a 16 semanas. La frecuencia de entrenamiento fue de dos a tres días por semana. El entrenamiento de fuerza tradicional se realizó en cinco estudios [24],[60],[72],[77],[118](dos de ellos incluyeron entrenamiento pliométrico en grupos separados), y uno [85] realizó exclusivamente entrenamiento pliométrico (Tabla 6). Para evaluar la fuerza muscular, tres estudios utilizaron pruebas de fuerza isométrica [60],[72],[118], dos utilizaron pruebas de fuerza isotónica [24],[77] y uno utilizó una prueba isocinética [85].

Estudios sobre la potencia muscular.

En los dos estudios que exploraron los resultados en la potencia muscular [85],[118], el número combinado de participantes fue de 67 (58 % mujeres) (Tabla 5). El tamaño muestral promedio por estudio fue de 34 (rango de 28 a 39 participantes). Las intervenciones tuvieron una duración de cuatro a seis semanas. La frecuencia de entrenamiento fue de dos a tres días por semana. Se realizó entrenamiento pliométrico en dos estudios [85],[118] (uno de ellos incluyó entrenamiento de fuerza tradicional en grupos separados) (Tabla 6). Para evaluar la potencia muscular, un estudio utilizó una prueba isocinética [85], y uno utilizó análisis cinemático con una aplicación móvil para obtenerla [118]. Cabe destacar que en ambas investigaciones esta variable solo se estudió en sujetos jóvenes (es decir, entre 18 y 25 años).

Estudios sobre la actividad muscular.

Un estudio exploró los resultados de la actividad muscular [24], el número de participantes fue de 58 (100 % mujeres), con una edad ≥ 65 años (Tabla 5). La intervención tuvo una duración de 12 semanas. La frecuencia de entrenamiento fue de dos días por semana. Se realizó entrenamiento pliométrico y entrenamiento de fuerza tradicional en grupos separados (Tabla 6). Para evaluar la actividad muscular (por ejemplo, actividad máxima y latencia), el estudio utilizó electromiografía de superficie.

Efectos de los protocolos de entrenamiento sobre las variables musculares.

En cuanto a la potencia muscular, uno de los estudios que contrastó TRT y PJT con la misma duración y frecuencia [118] encontró mejoras significativas (es decir, $p < 0.05$) en la potencia de salto vertical y salto con contramovimiento

después de cuatro semanas de PJT con una frecuencia de tres veces por semana y un volumen total de 2,211 saltos, el mismo efecto significativo encontrado en el grupo al que se le aplicó el TRT (Tabla 7). Sin embargo, entre ambos grupos, la mejora fue similar, por lo que no habría diferencias entre los beneficios de aplicar un tipo u otro de entrenamiento en sujetos sedentarios y/o físicamente inactivos. En contraste, el segundo estudio que investigó la potencia muscular [85] no encontró diferencias significativas en la potencia isocinética de los flexores y extensores de la rodilla en ninguna de las modalidades de PJT (es decir, acuática y superficie firme) realizadas durante seis semanas, dos veces por semana, con un volumen total entre 730 y 1,460 saltos.

En el caso de la actividad muscular, el estudio que la investigó [24] encontró mejoras significativas ($p < 0.05$) en la activación muscular máxima (+44 % en promedio) y en la latencia de inicio (-31% en promedio) para el vasto lateral, vasto medial y recto femoral (Tabla 7), después de seis semanas de TRT con una frecuencia de dos veces por semana. El mismo estudio, luego de seis semanas adicionales de diferentes tipos de protocolos de entrenamiento de fuerza (es decir, TRT y PJT), encontró un aumento significativo ($p < 0.05$) en la latencia de inicio y el tiempo de reacción solo para el músculo recto femoral, siendo estas mejoras neuromusculares de mayor magnitud para el PJT que para 12 semanas de solo TRT.

Finalmente, en cuanto a la fuerza muscular, todos los estudios que implementaron el TRT [24],[60],[72],[77],[118] con una duración que varía de cuatro a 16 semanas y una frecuencia de dos a tres veces por semana, encontraron una mejora significativa ($p < 0.05$) en dicha variable (Tabla 7), el

mismo resultado encontrado para un PJT de cuatro a seis semanas, con una frecuencia semanal de dos a tres días [24],[118]. Sin embargo, un estudio que implementó el PJT [85], después de seis semanas con una frecuencia de dos veces por semana, no encontró mejoras significativas en la fuerza muscular.

La mejora generada por ambas modalidades de entrenamiento (es decir, PJT y TRT) solo se ha investigado en los músculos del muslo (es decir, flexores y extensores). Cabe destacar que solo en los programas de PJT se informó el volumen de entrenamiento.

Calidad metodológica.

El puntaje promedio en la escala PEDro fue el siguiente: cuatro estudios fueron clasificados como de calidad metodológica justa [24],[60],[85],[118] y dos fueron considerados de buena calidad metodológica [72],[77]. Los puntajes en todos los elementos de la lista de verificación se informan en la Tabla 8. En general, poseer la información estadística suficiente para interpretar los resultados fue el aspecto más logrado (dos de un máximo de dos puntos). En cuanto a la validez externa (es decir, generalización o aplicabilidad del estudio), cinco estudios obtuvieron el punto asociado con este ítem, excepto uno [77]. La validez interna fue el aspecto menos logrado en todos los estudios (es decir, cuatro de un máximo de ocho puntos), lo que indica una baja validez de los resultados ya que no es posible asegurar que los estudios estén libres de sesgos o errores sistemáticos. En consecuencia, los resultados de los estudios incluidos en esta revisión deben ser considerados con precaución.

Tabla 8. Resultados de la evaluación de la calidad metodológica usando la escala PEDro.

Study	External validity		Internal validity							Enough statistical information		Score (/10)
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	
Correa et al.(2012)	S	S	N	N	N	N	N	S	N	S	S	4/10
Lovell et al. (2010)	S	S	N	S	N	N	N	S	N	S	S	5/10
Mulla et al. (2018)	S	S	S	S	N	N	S	S	S	S	S	8/10
Okamoto et al. (2009)	N	S	N	S	N	N	N	S	S	S	S	6/10
Ploeg et al. (2010)	S	S	N	S	N	N	N	S	N	S	S	5/10
Torres-Banduc et al. (2020)	S	S	N	S	N	N	N	S	N	S	S	5/10

(S=sí; N=no). Ítems considerados para la calificación: 1. Se especificaron criterios de elegibilidad (este ítem no se utiliza para calcular la puntuación PEDro); 2. Los sujetos fueron asignados al azar a los grupos (en un estudio crossover, los sujetos fueron asignados al azar al orden en el que se recibieron los tratamientos); 3. La asignación fue ocultada; 4. Los grupos eran similares al inicio en cuanto a los indicadores pronósticos más importantes; 5. Hubo enmascaramiento de todos los sujetos; 6. Hubo enmascaramiento de todos los terapeutas que administraron la terapia; 7. Hubo enmascaramiento de todos los evaluadores que midieron al menos un resultado clave; 8. Se obtuvieron medidas de al menos un resultado clave de más del 85 % de los sujetos asignados inicialmente a los grupos; 9. Todos los sujetos para los cuales estaban disponibles las medidas de resultado recibieron el tratamiento o la condición de control asignados o, cuando esto no fue así, los datos de al menos un resultado clave fueron analizados por "intención de tratar"; 10. Se informan las comparaciones estadísticas entre grupos para al menos un resultado clave; 11. El estudio proporciona tanto medidas puntuales como medidas de variabilidad para al menos un resultado clave.

Estudio 2

La comparación de la amplitud de la actividad muscular expresada como % de la MVC entre el ejercicio pliométrico sin salto a 60° y 90° de flexión de rodilla se presenta en la Figura 8. Los resultados mostraron valores significativamente más altos en D VM 47.4%, VL 46.9% a 90° (Figura 8a, Tabla 9), y ND VM 54.8%, VL 48.1% (Figura 8b, Tabla 9). Además, la comparación entre miembros de los músculos vastos por medio de RMS sEMG (es decir, entre la pierna D y la ND) no reveló diferencias significativas (Figura 9a, c, Tabla 10). Sin embargo, las diferencias entre músculos (es decir, entre VM y VL) revelaron valores más altos tanto a 60° (VM 50.4%) como a 90° (VM 54.8%) exclusivamente en la pierna ND (Figura 9b, d, Tabla 10).

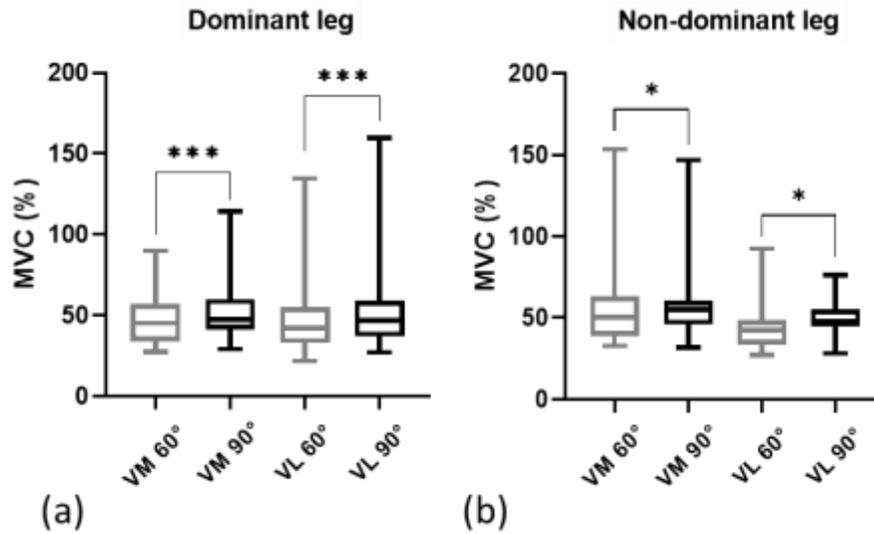


Figura 8. Amplitud de la actividad muscular de los músculos vastos medial (VM) y lateral (VL) entre el ejercicio pliométrico resistido sin saltos a 60° y 90° de flexión de la rodilla: (a) comparación en la pierna dominante; (b) comparación en la pierna no dominante. Los datos se expresan como la mediana, y los bordes inferior y superior del cuadro indican el percentil 25 y 75, respectivamente. MVC = contracción voluntaria máxima; *** = $p \leq 0.001$; * = $p \leq 0.05$.

Tabla 9. Diferencias en la amplitud de la actividad muscular (MVC %) durante el ejercicio pliométrico sin saltos a 60° y 90° de flexión de la rodilla.

Variable	Leg	Muscle	60°	90°	<i>p</i>	ES
MVC %	Dominant	VM	45.1 (33.8–56.9)	47.4 (41.2–59.8)	0.0008 ***	0.90
		VL	42.0 (32.9–55.0)	46.9 (37.1–59.0)	0.0004 ***	0.86
MVC %	Nondominant	VM	50.4 (39.0–63.0)	54.8 (45.8–60.6)	0.047 *	0.88
		VL	42.5 (33.7–48.5)	48.1 (44.9–55.2)	0.021 *	0.67

Los valores se expresan como mediana y rango intercuartílico. Diferencias significativas, * = $p \leq 0.05$; *** = $p < 0.0001$. Vasto medial (VM), vasto lateral (VL), contracción voluntaria máxima (MVC) y tamaño del efecto (ES).

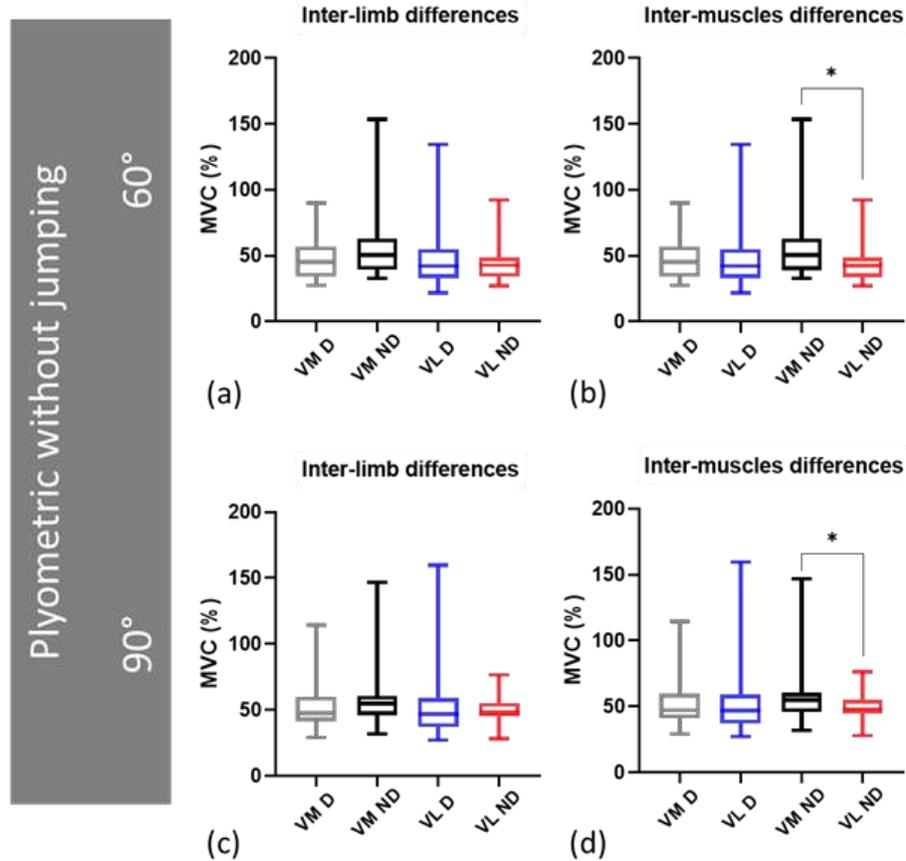


Figura 9. Comparación inter-miembro e inter-muscular de la actividad muscular del músculo vasto: (a, c) Diferencias inter-miembro a 60° y 90°, respectivamente; (b, d) diferencias inter-musculares a 60° y 90°, respectivamente. Los datos se expresan como la mediana, y los bordes inferior y superior del cuadro indican el percentil 25 y 75, respectivamente. MVC = contracción voluntaria máxima; * = $p \leq 0.05$.

Tabla 10. Diferencias de amplitud entre los músculos vastos a 60° y 90° de flexión de rodilla.

Variable	Leg	Knee Angle	VM	VL	p	ES
MVC %	Dominant	60°	45.1 (33.8–56.9)	42.0 (32.9–55.0)	0.811	0.32
		90°	47.4 (41.2–59.8)	46.9 (37.1–59.0)	0.696	0.40
MVC %	Nondominant	60°	50.4 (39.0–63.0)	42.5 (33.7–48.5)	0.003 *	0.56
		90°	54.8 (45.8–60.6)	48.1 (44.9–55.2)	0.005 *	0.62

Los valores se expresan como mediana y rango intercuartílico. Diferencias significativas, * = $p \leq 0.05$. Vasto medial (VM), vasto lateral (VL), contracción voluntaria máxima (MVC) y tamaño del efecto (ES).

La comparación de la fuerza, potencia y trabajo entre las dos posiciones

de rodilla (es decir, 60° y 90°) durante las fases concéntrica y excéntrica del ejercicio pliométrico resistido sin saltos se presenta en la Figura 10. Se observaron diferencias significativamente mayores a 90° en la fuerza media 69.9% (Figura 10a, Tabla 11), potencia media 5.2 ± 1.8 W/kg (Figura 10b, Tabla 11), y trabajo medio 1.1 J/kg (Figura 10c, Tabla 11) durante la fase concéntrica, y en la fuerza media 77.5% (Figura 10a, Tabla 11), y trabajo medio 0.9 J/kg (Figura 10c, Tabla 11) durante la fase excéntrica.

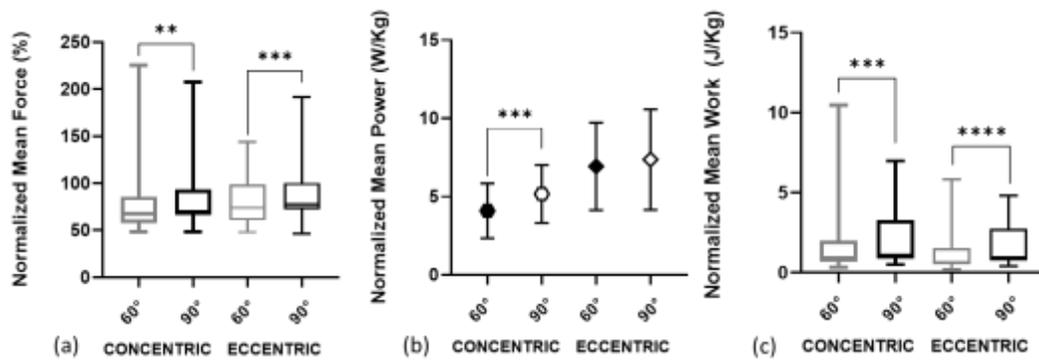


Figura 10. Comparaciones de fuerza, potencia y trabajo entre las dos posiciones de rodilla durante las fases concéntrica y excéntrica del ejercicio pliométrico resistido sin saltos: (a) fuerza media; (b) potencia media; (c) trabajo medio. La fuerza media y el trabajo medio se expresan como la mediana, y los bordes inferior y superior del cuadro indican el percentil 25 y 75, respectivamente. La potencia media se expresa como media \pm desviación estándar. *** = $p \leq 0.001$; ** = $p \leq 0.05$; **** = $p \leq 0.0001$.

Tabla 11. Comparación de fuerza, potencia y trabajo entre las dos posiciones de rodilla durante las fases concéntrica y excéntrica del ejercicio pliométrico resistido sin saltos.

Variable	Phase	60°	90°	p	ES
Mean force (%)	Concentric	67.4 (57.5–85.6)	69.9 (66.3–93.2) **	0.004	0.82
	Eccentric	73.8 (60.7–98.8)	77.5 (72.3–100.2) ***	0.0006	0.89
Mean power (W/kg)	Concentric	4.1 ± 1.7	5.2 ± 1.8 ***	0.0002	0.69
	Eccentric	6.9 ± 2.8	7.4 ± 3.2	0.44	0.84
Mean work (J/kg)	Concentric	0.9 (0.6–2.0)	1.1 (0.9–3.2) ****	<0.0001	0.92
	Eccentric	0.65 (0.5–1.5)	0.9 (0.7–2.8) ****	<0.0001	0.92

Los valores de fuerza media y trabajo medio se expresan como mediana y rangos intercuartílicos. La potencia media se expresa como media \pm desviación estándar. Diferencias significativas, ** = $p \leq 0.05$; *** = $p \leq 0.001$; **** = $p \leq 0.0001$. Vasto medial (VM), vasto lateral (VL) y tamaño del efecto (ES).

Estudio 3

Las correlaciones entre la frecuencia de oscilación muscular (tono muscular) en las piernas D y ND y la fuerza máxima, potencia máxima y trabajo durante las dos fases de la tarea iSTS-TS (es decir, fase inicial: levantarse y fase final: sentarse) en los modos isocinético e isotónico se muestran en la **Tabla 12**.

Tabla 12. Relación entre la frecuencia de oscilación muscular de la pierna D, ND, y la fuerza máxima, potencia máxima y trabajo al levantarse y sentarse durante el iSTS-TS a 15 cm/s (isocinético) y 60% del peso corporal (isotónico).

iSTS-TS at 15cm/s		Muscle oscillation frequency (Hz)											
		BF				VM				GM			
		D		ND		D		ND		D		ND	
		<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>P</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>
Peak force	standing up	0.232	0.288	0.353	0.128	-0.008	0.965	0.237	0.288	0.299	0.170	0.409	0.080
	sitting down	0.072	0.767	0.230	0.288	-0.055	0.807	0.200	0.347	0.212	0.316	0.309	0.169
Peak power	standing up	0.184	0.379	0.230	0.170	-0.046	0.833	0.193	0.358	0.280	0.196	0.427	0.072
	sitting down	0.057	0.807	0.223	0.297	-0.068	0.774	0.197	0.351	0.213	0.316	0.310	0.169
Work	standing up	0.121	0.579	0.232	0.288	-0.081	0.740	0.158	0.464	0.306	0.169	0.349	0.128
	sitting down	0.145	0.504	0.314	0.169	-0.013	0.965	0.303	0.169	0.224	0.297	0.340	0.139

iSTS-TS at 60% body weight		Muscle oscillation frequency (Hz)											
		BF				VM				GM			
		D		ND		D		ND		D		ND	
		<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>	<i>r</i>	<i>p</i>
Peak force	standing up	0.232	0.288	0.306	0.169	0.008	0.965	0.135	0.535	0.377	0.103	0.290	0.181
	sitting down	0.600*	0.009	0.615*	0.009	0.404	0.083	0.473*	0.036	0.573*	0.009	0.528*	0.016
Peak power	standing up	0.408	0.080	0.557*	0.009	0.338	0.139	0.398	0.086	0.261	0.238	0.367	0.113
	sitting down	0.430	0.072	0.465*	0.038	0.283	0.195	0.388	0.091	0.365	0.115	0.320	0.166
Work	standing up	0.554*	0.009	0.542*	0.009	0.251	0.258	0.304	0.169	0.501*	0.021	0.390	0.091
	sitting down	0.584*	0.009	0.569*	0.009	0.322	0.166	0.361	0.115	0.497*	0.026	0.410	0.080

BF = bíceps femoral; VM = vasto medial; GM = gastrocnemio medial; D = dominante; ND = no dominante * = correlación positiva significativa; *p* = Valor P ajustado con el método de Benjamini-Hochberg (tasa de falso positivo). Los valores de P en negrita indican significancia estadística (*p* < 0.05). *r* = coeficiente de correlación de Pearson.

Los resultados de la tarea iSTS-TS realizada en modo isocinético no revelaron correlaciones significativas (Tabla 12). Por otro lado, en el modo isotónico, encontramos correlaciones positivas significativas entre la frecuencia de oscilación muscular y varias medidas del rendimiento muscular en ambas piernas. Específicamente, la frecuencia de oscilación del músculo GM en la pierna D mostró correlaciones positivas significativamente moderadas a grandes con la fuerza máxima al sentarse ($r = 0.573$, $p = 0.009$), el trabajo ($r = 0.497$, $p = 0.021$), y con el trabajo al levantarse ($r = 0.501$, $p = 0.026$) (Tabla 12).

Además, en la pierna ND, la frecuencia de oscilación del músculo gastrocnemio medial mostró correlaciones significativamente positivas moderadas a con la fuerza máxima al sentarse ($r = 0.528$, $p = 0.016$) (Tabla 12).

Adicionalmente, la frecuencia de oscilación del músculo BF también mostró correlaciones positivas significativamente moderadas a grandes con medidas específicas en la pierna D. La frecuencia de oscilación del músculo BF se correlacionó significativamente de manera positiva con la fuerza máxima al sentarse ($r = 0.600$, $p = 0.009$), y el trabajo ($r = 0.584$, $p = 0.009$). Lo mismo se observó para el trabajo al levantarse ($r = 0.554$, $p = 0.009$).

A su vez, en la pierna ND, la frecuencia de oscilación del músculo BF mostró correlaciones positivas significativas moderadas a grandes con la fuerza máxima al sentarse ($r = 0.615$, $p = 0.009$), la potencia máxima ($r = 0.465$, $p = 0.038$), y el trabajo ($r = 0.569$, $p = 0.009$) (Tabla 12). Lo mismo se observó para la potencia máxima al levantarse ($r = 0.557$, $p = 0.009$), y el trabajo ($r = 0.542$, $p = 0.009$) (Tabla 12). Además, el VM también mostró correlaciones

positivas moderadas con la fuerza máxima al sentarse ($r = 0.473$, $p = 0.036$) (Tabla 12).

Estudio 4

Una comparación de la amplitud de la actividad muscular como porcentaje de la MVC entre las piernas D y ND durante las fases de SU y SD de la tarea iSTS-TS en los modos isocinético e isotónico se ilustra en la Figura 11. Una amplitud significativamente mayor en el GM ND 59% (27.5-81.7) versus GM D 46.5% (26.0-62.2) ($p = 0.038$) y VM ND 95.5% (63.2-134.5) ($p = 0.007$) versus VM D 70.5% (50.0-84.2.5) ($p = 0.007$) durante la fase SU en el modo isocinético (Figura 11A). Además, también se encontró una amplitud significativamente mayor en VM ND 92% (71.0-180.0) versus VM D 72.5% (60.5-96.7) ($p = 0.021$) durante la fase SD (Figura 11A).

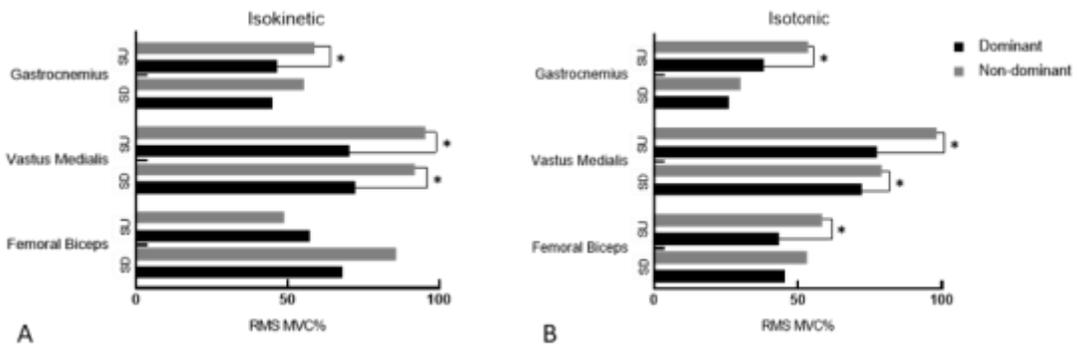


Figura 11. Comparación de los niveles de amplitud de la actividad muscular entre piernas dominante y no dominante. (A) resultado del modo isocinético, y (B) resultado del modo isotónico. * = Estadísticamente significativo ($p \leq 0,05$); SU = levantarse; SD = sentarse; RMS = raíz media cuadrática; CVM = contracción voluntaria máxima.

Se observaron valores de amplitud de la actividad muscular significativamente mayores ($p < 0,05$) en el GM ND 53.5% (29.2-111.3) versus el GM D 26.0% (15.0-45.0) ($p = 0.010$), VM ND 98.0% (70.0-152.0) y VM D

77.5% (62.0-89.7) ($p = 0.004$), y BF ND 58.5% (33.7-91.2) y BF D 43.5% (24.5-83.0) ($p = 0.013$) durante la fase de SU del modo isotónico (Figura 11B). El VM de la pierna ND fue el único músculo que mostró una actividad muscular significativamente mayor de 79.0% (49.0-151.0) versus VM D 72.0% (49.0-83.0) ($p = 0.028$) durante la fase de SD del modo isotónico (Figura 11B).

La comparación de la fuerza y la potencia máximas normalizadas durante las fases de SU y SD de la tarea iSTS-TS en los modos isocinético e isotónico se muestra en la Figura 12. En el modo isocinético, se observaron valores significativamente más bajos para la fuerza máxima en SU (12.7 ± 5.1 N/kg) en comparación con SD (15.9 ± 6.1 N/kg) (Figura 12A), así como para la potencia máxima en SU (18.7 ± 7.8 W/kg) en comparación con SD (25.9 ± 9.7 W/kg) (Figura 12B). Además, en el modo isotónico, se encontraron valores más bajos para SD (6.5 (6.3-7.1) N/kg) que para SU (7.8 (7.3-8.9) N/kg) en la fuerza máxima (Figura 12A) y en SD (18.5 (13.2-21.7) W/kg) en comparación con SU (33.7 (22.8-41.6) W/kg) en la potencia máxima (Figura 12B).

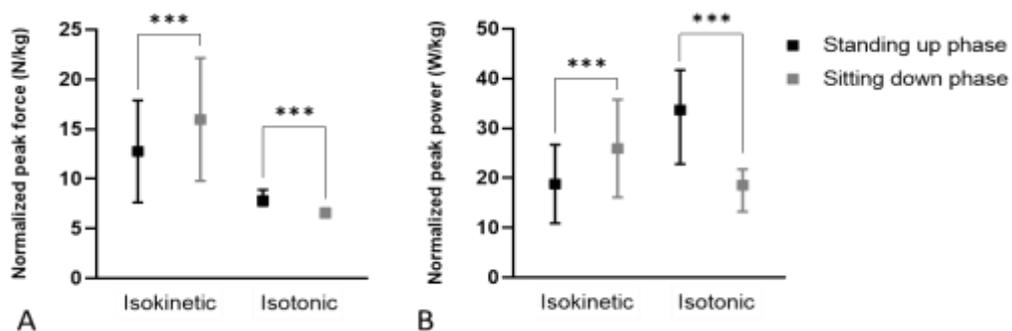


Figura 12. Comparación de los niveles de fuerza máxima y potencia máxima entre las fases de SU y SD de iSTS-TS en ambas modalidades de prueba. (A) Comparación de fuerza máxima y (B) potencia máxima. Los datos isocinéticos se expresan como media \pm desviación estándar, y los datos isotónicos se expresan como la mediana, y los bordes inferior y superior de la caja indican el percentil 25 y el percentil 75, respectivamente, *** = Estadísticamente significativo ($p \leq 0.001$).

Estudio 5

Tres participantes del TG fueron retirados del estudio durante el período de seguimiento porque los investigadores no pudieron contactarlos después de las primeras dos semanas de entrenamiento; todos los demás recibieron el tratamiento designado según lo asignado. A lo largo de la duración del estudio, no hubo casos de lesiones relacionadas con las pruebas o el entrenamiento. Además, todos los grupos mantuvieron hábitos diarios consistentes durante el período de intervención de 4 semanas, similares a sus hábitos antes de unirse al estudio.

Fuerza y potencia durante el test iSTS-TS.

La Figura 13 ilustra los valores de la fuerza pico normalizada promedio \pm desviación estándar durante las fases SU y SD de las medidas isocinéticas iSTS-TS antes (Pre) y después (Post) del período de intervención para cada grupo. Para la fase SU en la modalidad isocinética a 15 cm/s, el ANOVA de medidas repetidas de dos vías reveló diferencias significativas entre los grupos ($F(2, 82) = 4.3, p = 0.01, \eta^2 = 0.089$). El análisis post-hoc reveló que estas diferencias fueron significativamente mayores en el TG (10.0 ± 3.3 N/kg) en comparación con el CG (6.7 ± 3.6 N/kg), y con el RVTG (6.6 ± 3.2 N/kg) en los valores POST (Figura 13, superior).

Para la fase SD, la única diferencia significativa se observó a 15 cm/s en las comparaciones entre grupos ($F(2, 82) = 3.9, p = 0.02, \eta^2 = 0.088$), con valores POST más altos para el TG (13.9 ± 5.7 N/kg) en comparación con el CG (9.7 ± 4.4 N/kg) (Figura 13, inferior). No se encontraron diferencias

significativas para la modalidad isocinética a 5cm/s.

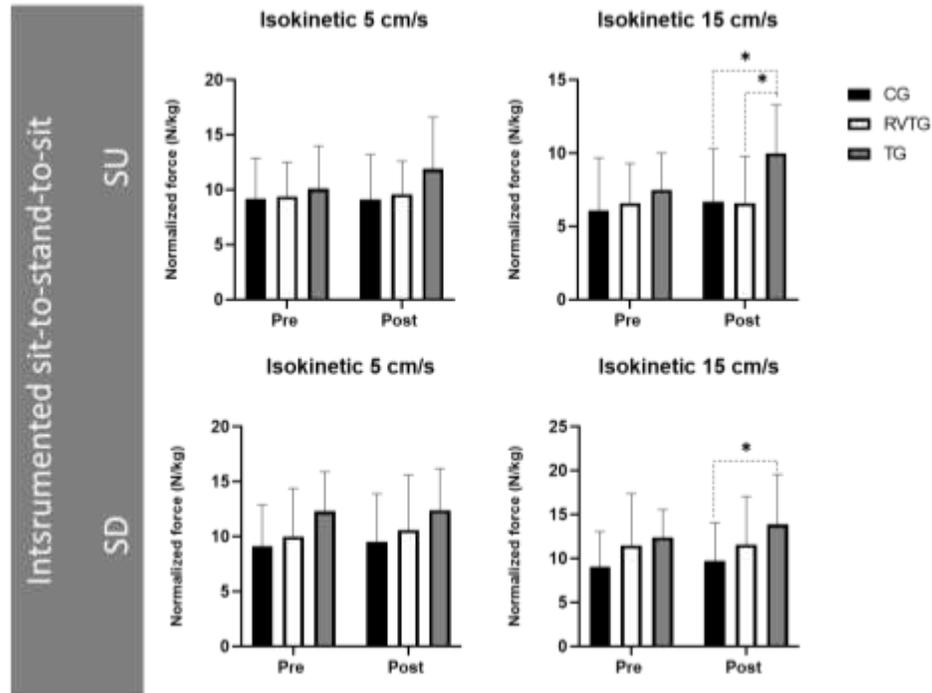


Figura 13. Fuerza normalizada durante las fases de SU (superior) y SD (inferior) de las medidas isocinéticas iSTS-TS antes (Pre) y después (Post) del período de intervención para cada grupo. Los datos se expresan como la media \pm desviación estándar. * = $p \leq 0.05$.

En cuanto a la potencia normalizada, la Figura 14 ilustra los valores de la potencia normalizada promedio \pm desviación estándar durante las fases SU y SD de las medidas isocinéticas iSTS-TS. Para la fase SU en la modalidad isocinética a 5 cm/s, se observaron diferencias significativas entre los grupos ($F(2, 82) = 3.3$, $p = 0.04$, $\eta^2 = 0.073$). El análisis post hoc reveló valores POST más altos para el TG (0.8 ± 0.6 W/kg) en comparación con ambos, el CG (0.4 ± 0.2 W/kg) y el RVTG (0.5 ± 0.1 W/kg) (Figura 14, superior). Para la fase SD, la única diferencia significativa se observó a 5 cm/s en las comparaciones entre grupos ($F(2, 82) = 6.6$, $p = 0.002$, $\eta^2 = 0.135$), con valores POST más altos para el

TG (0.9 ± 0.7 W/kg) en comparación con ambos, el CG (0.4 ± 0.2 W/kg) y el RVTG (0.5 ± 0.2 W/kg) (Figura 14, inferior).

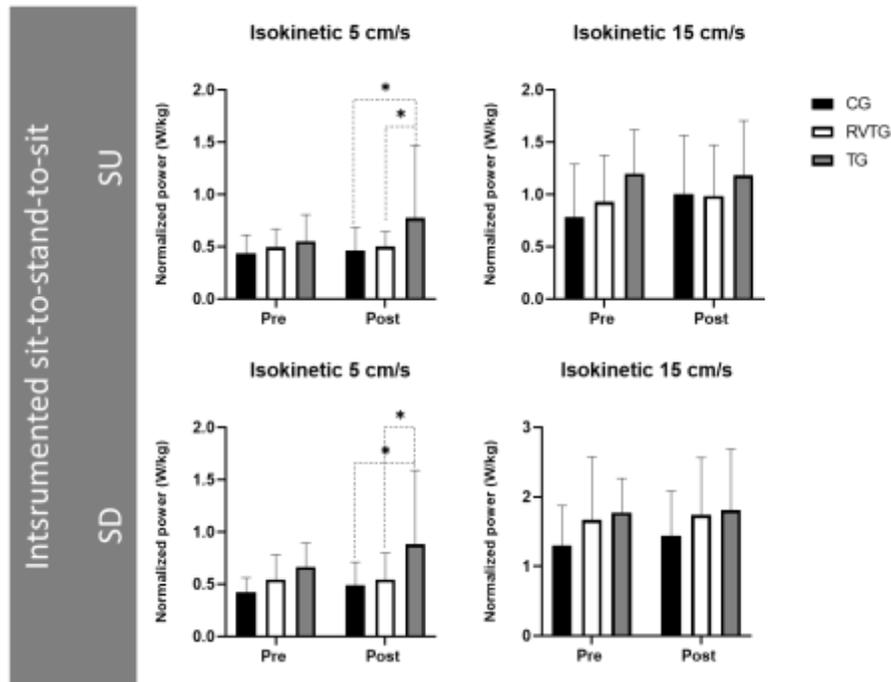


Figura 14. Potencia normalizada durante las fases de SU (gráficas superiores) y SD (gráficas inferiores) de las medidas isocinéticas iSTS-TS antes (Pre) y después (Post) del período de intervención para cada grupo. Los datos se expresan como la media \pm desviación estándar. * = $p \leq 0.05$.

Propiedades viscoelásticas

La Figura 15 presenta las medias \pm desviaciones estándar para cada parámetro viscoelástico del tendón de Aquiles y del tendón rotuliano. Se observaron efectos significativos del Tiempo en la rigidez ($F(1, 41) = 4.2, p = 0.04, \eta^2 = 0.015$), decremento ($F(1, 41) = 6.9, p = 0.01, \eta^2 = 0.020$) y relajación ($F(1, 41) = 5.3, p = 0.02, \eta^2 = 0.016$) del tendón de Aquiles (Figura 15A). El análisis post hoc reveló que estas diferencias estaban exclusivamente presentes en el RVTG, mostrando valores post intervención de rigidez más altos (740.6 ± 1082 N/m),

decremento más bajo (0.8 ± 0.4 au) y relajación más alta (7.0 ± 3.9 ms) en comparación con los valores de rigidez (673.7 ± 106.4 N/m), decremento (1.0 ± 0.3 au) y relajación (6.8 ± 2.6 ms) pre intervención. En el tendón rotuliano, se observó una diferencia significativa entre los grupos ($F(2, 41) = 3.4$, $p = 0.04$, $\eta^2 = 0.005$), con una rigidez más baja en el RVTG (376.5 ± 74.12 N/m) en comparación con el CG (459.1 ± 53.58 N/m) (Figura 15B).

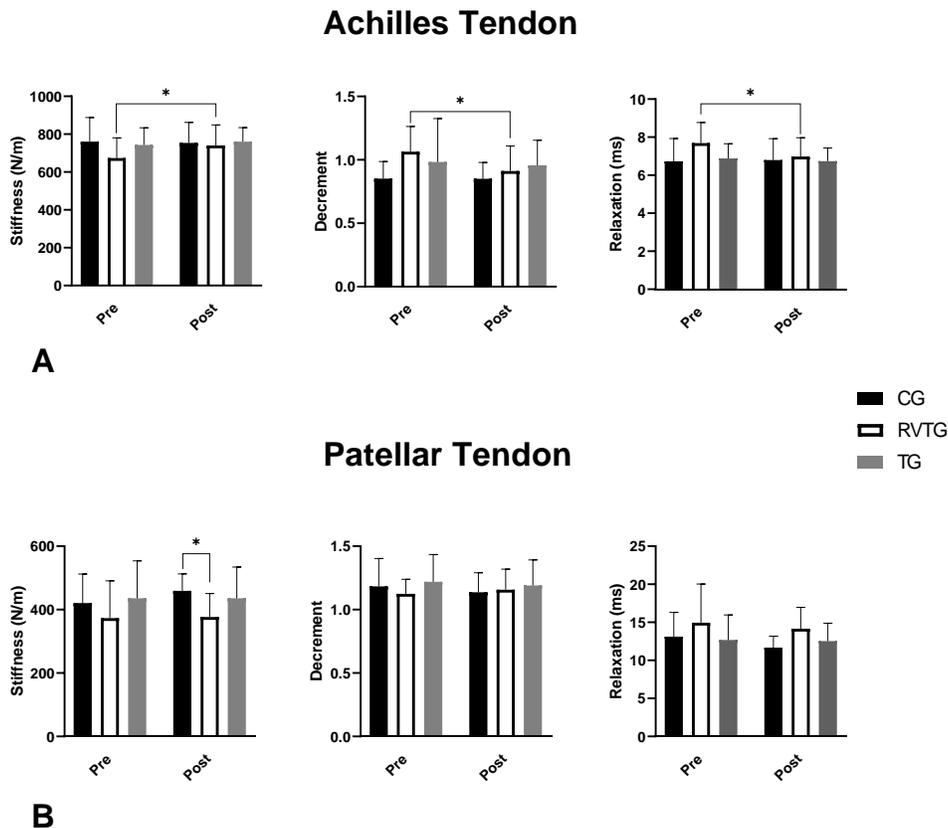


Figura 15. Medias \pm desviaciones estándar para cada parámetro viscoelástico del tendón de Aquiles (A) y del tendón rotuliano (B) antes (Pre) y después (Post) del período de intervención para cada grupo. Los datos se expresan como la media \pm desviación estándar. * = $p \leq 0.05$.

La Figura 16 muestra las medias \pm desviaciones estándar para la frecuencia, rigidez, decremento y relajación de los músculos gastrocnemio medial (Figura

16A) y vasto medial (Figura 16B). El análisis de ANOVA no reveló diferencias significativas.

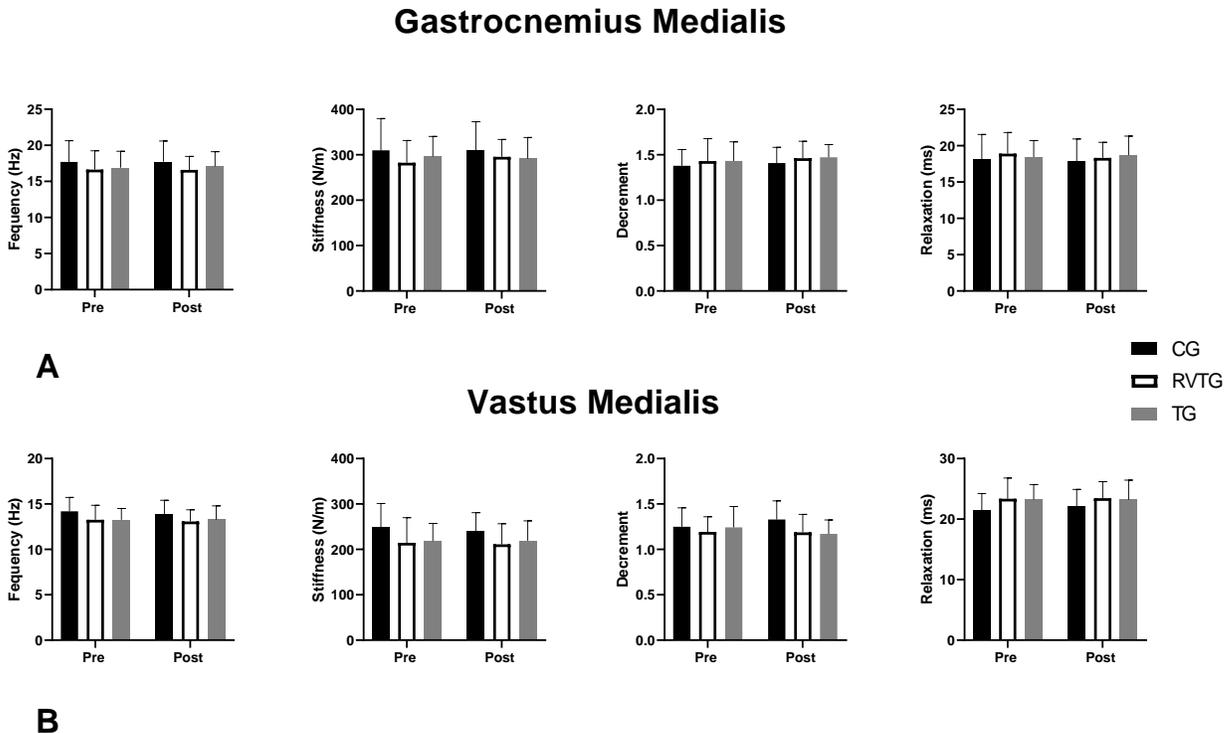


Figura 16. Medias \pm desviaciones estándar para la frecuencia, rigidez, decremento y relajación de los músculos gastrocnemio medial (A) y vasto medial (B), antes (Pre) y después (Post) del período de intervención para cada grupo. Los datos se expresan como la media \pm desviación estándar. * = $p \leq 0.05$.

DISCUSIÓN

A continuación, se discuten los principales resultados para cada estudio de la presente tesis doctoral:

Estudio 1

El objetivo de esta revisión fue (I) establecer el nivel de evidencia de estudios que evalúan los efectos de diferentes protocolos de fortalecimiento de miembros inferiores en la actividad muscular, fuerza y potencia en sujetos

sedentarios e inactivos físicamente y (II) determinar la efectividad de los protocolos de fortalecimiento de extremidades inferiores en la actividad muscular, fuerza y potencia en sujetos sedentarios y/o físicamente inactivos. Los principales hallazgos de esta revisión fueron (I) que los artículos incluidos tienen una calidad metodológica "regular" o "buena", principalmente debido a sus bajos puntajes asociados con los criterios de validez interna, lo que indica una baja validez de sus resultados, ya que no es posible garantizar que los estudios estén libres de sesgos o errores sistemáticos, y (II) que los protocolos utilizados para mejorar la fuerza de los miembros inferiores en sujetos sedentarios y/o físicamente inactivos son efectivos para mejorar la fuerza, potencia y actividad muscular de algunos grupos musculares de los miembros inferiores. Sin embargo, no fue posible establecer una medida de efectividad debido a la heterogeneidad en los métodos utilizados para cuantificar la fuerza (se usaron métodos isocinético, isométrico, y repetición máxima) o la potencia (se usaron variables, cinemáticas, y cinéticas) y debido a la falta de estudios que comparen cambios en la actividad muscular. Teniendo en cuenta lo anterior, el entrenamiento de fuerza en los miembros inferiores parece mejorar los niveles de fuerza, potencia y actividad muscular en sujetos sedentarios, aunque debido al número limitado de artículos, la variabilidad metodológica y los métodos de entrenamiento utilizados, es necesario desarrollar nuevos estudios que controlen estas variables.

Actividad Muscular

Se encontró que tanto el PJT como el TRT produjeron mejoras en las variables neuromusculares de los músculos del muslo (es decir, aumento de la

amplitud y reducción de la latencia), y que estos cambios fueron más pronunciados en sujetos sometidos a PJT. Cabe destacar que solo un estudio incluido en esta revisión exploró esta variable, en mujeres mayores de 65 años que realizaron TRT antes de PJT.

De manera similar a nuestros hallazgos, una revisión reciente establece que el PJT puede mejorar la activación muscular en población sana entrenada y no entrenada [90], pero ofrece resultados contradictorios debido a la metodología y la prescripción inadecuada del PJT. El PJT puede mejorar la actividad muscular debido a un aumento en la conducción neural hacia los músculos agonistas (es decir, latencia de inicio y amplitud) [66], lo que puede explicar por qué en el estudio de Correa et al. [24] se encontraron mejoras en la latencia de inicio y la amplitud del músculo extensor del muslo (es decir, el agonista de rodilla del PJT implementado). Se ha establecido que la actividad muscular (es decir, amplitud y sincronización) de los músculos de las piernas durante la marcha comienza a disminuir a los 60 años [120]. Por lo tanto, la aplicación de protocolos de entrenamiento de fuerza en miembros inferiores podría ayudar a esta población a mantener la independencia funcional (es decir, levantarse-sentarse y caminar). Sin embargo, considerando la falta de estudios y la limitada validez externa de los resultados, es importante continuar investigando los efectos del PJT y otros entrenamientos de resistencia en la actividad muscular en sujetos sedentarios y/o físicamente inactivos.

Fuerza Muscular

Encontramos que el TRT y PJT pueden inducir mejoras significativas en la fuerza muscular, sin embargo, el volumen (es decir, saltos totales) parece ser

importante para el PJT, ya que un volumen total de 1460 saltos no fue capaz de inducir mejoras en la fuerza muscular de miembros inferiores como se estableció en los resultados de Ploeg et al. [85]. De manera similar a nuestros hallazgos, se han encontrado informaciones contradictorias respecto a los efectos del PJT en la fuerza de miembros inferiores en poblaciones atléticas y no atléticas [65]. Esta información contradictoria puede atribuirse a la falta de adherencia a las pautas sobre la intensidad y el volumen recomendado cuando se aplica un PJT, un problema también establecido en otras revisiones que investigan los efectos de los programas de PJT [87],[90].

Respecto al TRT, hallazgos similares a los nuestros describen que es capaz de mejorar la fuerza de los miembros inferiores [126] en población no atlética. La fuerza de un músculo depende de factores neurales, arquitectónicos y mecánicos. Estos, a su vez, dependen de la frecuencia y duración del entrenamiento, y se ha establecido que el TRT y el PJT pueden mejorar la arquitectura muscular (es decir, aumentar el área de sección transversal y cambiar la rigidez en componentes del complejo músculo-tendón) y factores neurales como la codificación de velocidad y/o la sincronización de unidades motoras [36],[65],[110]. En consecuencia, en los estudios incluidos en esta revisión, la duración y frecuencia del entrenamiento (es decir, de 4 a 16 semanas, de 2 a 3 días por semana), ya han demostrado [87],[110] generar las adaptaciones mencionadas anteriormente. Cabe destacar que el volumen total no se informó en los estudios que realizaron TRT, y aquello debe tenerse en cuenta considerando que sujetos sedentarios con sobrepeso mejoran su fuerza y composición corporal solo si el entrenamiento de resistencia programa aquella

variable [64].

Potencia Muscular

A pesar de la falta de datos (solo dos estudios examinaron esta variable), encontramos evidencia de que el TRT induce mejoras significativas en la potencia muscular, y que la evidencia para el PJT es contradictoria. La contradicción en los resultados de potencia muscular durante el PJT puede deberse a la diferencia en la frecuencia semanal y/o al 44% de diferencia en el volumen total entre los dos estudios que examinaron el efecto del PJT sobre la potencia muscular [85],[118]. De hecho, otras revisiones establecen la relevancia del control del volumen de entrenamiento en programas de resistencia [104],[110] y específicamente en programas de PJT ([87]), ya que esto puede provocar resultados distintos en las variables musculares analizadas. De hecho, si el objetivo es aumentar la fuerza muscular (base de la potencia muscular), se recomiendan aumentos del volumen de entrenamiento [104]. La influencia del volumen total durante un PJT, probablemente esté relacionado con una mayor conducción neural, mejoras en el reflejo de estiramiento, aumento de la reutilización de la energía elástica almacenada, y estrategias de activación muscular mejoradas, gracias a un mayor reclutamiento de unidades motoras y mejor coordinación inter e intra-muscular [65],[113], todos factores que pueden explicar un aumento de la potencia muscular en los miembros inferiores.

Es importante destacar que en los estudios que incluyeron ambos géneros, no se realizaron análisis comparativos entre hombres y mujeres. Esto es relevante ya que se ha establecido que las mujeres son menos activas [98] y

se caen con más frecuencia que los hombres, existiendo además una relación entre los hábitos sedentarios y la disminución de los niveles de fuerza en los miembros inferiores, por lo tanto, sería relevante comparar los efectos del entrenamiento de fuerza entre sexos en una población sedentaria. Otro aspecto no abordado en los estudios incluidos en esta revisión es el efecto de los programas de resistencia en la dominancia intersegmentaria o el uso preferencial de un miembro, ya que se han encontrado diferencias en el control neuromuscular y los niveles de masa muscular en el miembro dominante en sujetos sedentarios [100]. Además, altos niveles de asimetría se asocian con mayores riesgos de lesiones [41] y alteraciones de patrones funcionales [9],[19]. Por lo tanto, es relevante investigar este aspecto en sujetos sedentarios, necesitándose investigación futura de alta calidad metodológica para determinar la efectividad de los protocolos de fortalecimiento de miembros inferiores, especialmente en la actividad muscular y la potencia en población sedentaria, distinguiendo entre género, dominancia y edad.

Estudio 2

Este estudio tuvo como objetivo (i) investigar los efectos del ejercicio pliométrico resistido sin salto en dos posiciones de flexión de rodilla (60 y 90 grados) sobre la actividad muscular de los músculos vastos con respecto a la dominancia de miembros y (ii) evaluar la fuerza, potencia y trabajo durante las fases concéntrica y excéntrica del ejercicio pliométrico resistido sin salto. Los resultados revelaron un nivel significativamente mayor de actividad muscular en los músculos VM y VL cuando los ejercicios se realizaron en una posición de flexión de rodilla de 90 grados en ambas piernas D y ND. Además, se observaron

diferencias intermusculares significativas en ambas posiciones de flexión de rodilla de 60° y 90°, con valores más altos registrados para el VM en la pierna ND. En cuanto a las métricas de fuerza, potencia y trabajo, se observaron valores significativamente más altos al iniciar los ejercicios desde una posición de flexión de rodilla de 90 grados. Esto incluyó la fuerza media, potencia media y el trabajo medio concéntrico, así como la fuerza media y el trabajo medio excéntrico. Estos hallazgos ofrecen información valiosa sobre la influencia de la posición de flexión de rodilla en la actividad muscular y el rendimiento durante los ejercicios pliométricos resistidos sin salto. Esta estrategia de entrenamiento tiene como objetivo aprovechar el ciclo de estiramiento acortamiento mediante el entrenamiento de los músculos para estirarse y contraerse rápidamente y con fuerza, lo que resulta en mejoras significativas en la fuerza explosiva y la capacidad reactiva, todo sin la necesidad de saltos. Este enfoque reduce el impacto en las articulaciones, lo que puede tener implicaciones prácticas para diseñar programas de entrenamiento adaptados y optimizar la participación y producción muscular de las extremidades inferiores.

Los resultados del estudio demostraron variaciones notables en la actividad muscular entre las posiciones de 60° y 90°, especialmente a favor de la posición de flexión de rodilla de 90°. Estos resultados están en línea con investigaciones previas [11],[45], que observaron tendencias similares en la activación muscular durante el ejercicio de sentadillas a diferentes profundidades. Las diferencias intermusculares observadas entre VM y VL también fueron consistentes con la literatura previa, destacando la intrincada interacción entre estos grupos musculares [45],[70],[127]. La mayor activación

muscular observada a 90° de flexión de rodilla puede atribuirse a la mayor demanda de producción de fuerza. A 90° de flexión de rodilla, el brazo de palanca para el peso corporal del sujeto es mayor que a 60° de flexión de rodilla, lo que resulta en un mayor torque de flexión de rodilla. En consecuencia, se reclutan más unidades motoras en los vastos medial y lateral para generar la fuerza necesaria para esta tarea, lo que conduce a los niveles de actividad muscular más altos observados. Estos hallazgos subrayan la importancia de incorporar un ángulo de flexión de rodilla de 90 grados al diseñar ejercicios pliométricos resistidos sin salto. Por lo tanto, para los ejercicios de rehabilitación, puede ser ventajoso incluir ejercicios que comiencen con un ángulo de flexión de rodilla de 90°. Este enfoque puede ayudar a las personas con inhibición muscular del vasto a desarrollar estabilidad y fuerza en la rodilla, lo cual es esencial para una rehabilitación exitosa, ya que la activación muscular óptima desempeña un papel fundamental en el rendimiento general. Sin embargo, al abordar el alcance de esta investigación, es importante tener en cuenta que realizar ajustes en programas de entrenamiento y rehabilitación va más allá del enfoque de este estudio.

Las diferencias observadas en la actividad muscular entre el VM y el VL tanto a 60° como a 90°, especialmente en la pierna ND, pueden atribuirse a la arquitectura muscular y/o factores neuromusculares. El VM y el VL poseen arquitecturas musculares distintas, con diferencias en la orientación de las fibras y puntos de inserción. Por ejemplo, el VM tiene un arreglo de fibras más oblicuo en comparación con el VL, lo que puede resultar en diferentes ventajas mecánicas y capacidades de producción de fuerza en diferentes ángulos de

flexión de rodilla [6],[29],[119]. Estas disparidades arquitectónicas pueden dar lugar a variaciones en los patrones de activación muscular durante movimientos dinámicos. Por otro lado, el control neuromuscular desempeña un papel fundamental en los patrones de activación muscular. Las diferencias en las estrategias de reclutamiento de unidades motoras entre el VM y el VL también pueden explicar las diferencias intermusculares observadas. El sistema nervioso central modula las tasas de disparo de las unidades motoras en función de las demandas de la tarea [56] y la función muscular [7]. Por lo tanto, el VM y el VL pueden exhibir patrones de reclutamiento de unidades motoras distintos durante el ejercicio pliométrico resistido sin saltos, contribuyendo esto a diferencias en la actividad muscular. Además, las asimetrías en la activación muscular entre el lado D y el lado ND son comúnmente observadas en la literatura [19],[53],[103]. Estas diferencias pueden derivar de variaciones en la dominancia de miembros y patrones de coordinación. La pierna ND puede exhibir mayores diferencias en la activación del VM y VL debido a adaptaciones neuromusculares variables resultantes de actividades cotidianas y demandas funcionales. Además, el VM y el VL son músculos biomecánicamente interconectados que trabajan juntos para controlar la estabilidad y el movimiento de la articulación de la rodilla [2],[99]. Dado que la pierna ND es principalmente responsable de la estabilización durante los movimientos en bipedestación [11], esto implica que durante los ejercicios pliométricos resistidos sin saltos, el miembro ND puede ser requerido para otorgar una mayor estabilización, lo que resulta en una mayor actividad del VM, independientemente del ángulo de flexión de rodilla. En resumen, las diferencias intermusculares observadas entre VM y VL durante un ejercicio pliométrico

resistido sin saltos en diferentes ángulos de flexión de rodilla pueden atribuirse a una compleja interacción entre la arquitectura muscular y el control neuromuscular. Los entrenadores deberían considerar la incorporación de ejercicios con un ángulo de flexión de rodilla de 90 grados para maximizar la activación muscular, especialmente en el VM y el VL. Esto puede ser particularmente relevante para mejorar la fuerza y la potencia de las extremidades inferiores. Además, comprender las diferencias intermusculares enfatiza la necesidad de un programa de entrenamiento equilibrado que se dirija tanto al VM como al VL, ya que los desequilibrios entre estos músculos pueden contribuir a la inestabilidad de rodilla [68]. Además, si hay necesidad de aumentar la actividad muscular del VM en la pierna ND, en busca de mejorar la estabilidad durante movimientos funcionales en bipedestación, se recomienda incorporar ejercicios pliométricos resistidos sin saltos a 60° o 90° de flexión de rodilla. Este enfoque puede contribuir a un proceso de recuperación más eficiente y efectivo.

En cuanto al impacto del ángulo de flexión de rodilla en la fuerza, potencia y trabajo durante las fases concéntrica y excéntrica de un ejercicio pliométrico resistido sin saltos, los resultados demostraron una ventaja significativa para la posición de flexión de rodilla de 90 grados en múltiples parámetros, incluyendo fuerza media, potencia media y trabajo medio durante ambas fases. Estos hallazgos se alinean con tendencias observadas en estudios previos [33],[115], que han reportado un aumento en la producción de fuerza y generación de potencia en ángulos de flexión de rodilla mayores. Además, estos resultados son consistentes con los principios biomecánicos que rigen la contracción muscular,

sugiriendo que la relación longitud-tensión y la arquitectura muscular juegan roles fundamentales en la producción de fuerza y potencia [10]. De hecho, un mayor ángulo de flexión de rodilla mejora la relación longitud-tensión de las fibras musculares, permitiéndoles generar fuerza de manera más efectiva [8],[94]. Esta ventaja mecánica alcanzada a 90 grados de flexión de rodilla conduce a una mejor generación de potencia y producción de trabajo. Además, a 90 grados de flexión de rodilla, la posición de la rótula mejora la palanca y la ventaja mecánica del músculo cuádriceps, incluyendo el VM y lateral. Esta mejora en la palanca permite que los músculos generen más fuerza.

Las fases concéntrica y excéntrica de la contracción muscular exhiben características biomecánicas distintas. Durante la fase concéntrica, los aumentos observados en la fuerza media, la potencia media y el trabajo medio a 90 grados de flexión de rodilla sugieren que este ángulo ofrece una posición inicial biomecánicamente favorable para la generación de fuerza. Por el contrario, durante la fase excéntrica, el aumento de la fuerza media y el trabajo medio a 90 grados pueden indicar una mejor absorción de fuerza y control, que son cruciales para las acciones musculares excéntricas [58]. Nuestros hallazgos tienen una relevancia significativa para la prescripción de ejercicio, los regímenes de entrenamiento y los programas de rehabilitación. Los entrenadores pueden optimizar los protocolos de entrenamiento incorporando ejercicios pliométricos resistidos sin saltos con un ángulo de flexión de rodilla de 90 grados para maximizar la fuerza, la potencia y la producción de trabajo. Además, los programas de rehabilitación para individuos que se están recuperando de lesiones en las extremidades inferiores pueden utilizar

estratégicamente la posición de flexión de rodilla de 90 grados para mejorar la absorción de fuerza y el control, que son componentes vitales de la prevención de lesiones y la rehabilitación [12]. Este conocimiento proporciona un marco valioso para adaptar intervenciones de ejercicios pliométricos resistidos sin saltos a objetivos específicos de rendimiento y rehabilitación, facilitando así un entrenamiento y una recuperación más efectivos y eficientes.

Estudio 3

Este estudio tuvo como objetivo explorar la relación entre la frecuencia de oscilación muscular y la fuerza, potencia y trabajo muscular de las extremidades inferiores durante una tarea de iSTS-TS en modo isocinético e isotónico en sujetos sedentarios. Se observaron correlaciones positivas moderadas a grandes entre la frecuencia de oscilación muscular de todos los músculos probados y las medidas de rendimiento muscular para ambas piernas en modo isotónico, mientras que en modo isocinético no se encontraron correlaciones significativas. En resumen, los hallazgos de este estudio sugieren que existe una relación positiva entre la frecuencia de oscilación muscular y la fuerza, potencia y trabajo muscular de las extremidades inferiores, especialmente en modo isotónico. Estos resultados ofrecen información sobre la relación entre la oscilación muscular y el rendimiento en diferentes modos de la tarea iSTS-TS, contribuyendo potencialmente a una mejor comprensión de la función muscular en individuos sedentarios.

Este estudio demostró que la frecuencia de oscilación muscular se correlaciona con la fuerza máxima muscular, la potencia máxima y el trabajo durante un movimiento funcional, independientemente de la dominancia de la pierna. Notablemente, nuestros hallazgos indican que en casos donde el iSTS-TS es dependiente de la velocidad (modo isocinético), no se observan correlaciones entre la frecuencia de oscilación de los músculos probados y el rendimiento muscular. Sin embargo, en situaciones dependientes de la fuerza (modo isotónico), el BF, VM y GM muestran correlaciones moderadas a grandes. Estos resultados subrayan el papel significativo que desempeña la frecuencia de oscilación de estos músculos en ambas piernas en el rendimiento de la tarea iSTS-TS. Particularmente, la relevancia del GM encontrada en el presente está en línea con un estudio previo [125], donde una mayor frecuencia de oscilación del tendón de Aquiles se correlacionó con un mayor salto en contramovimiento. Esto sugiere que las propiedades mecánicas músculo-tendinosas del GM juegan un papel significativo en el rendimiento de las extremidades inferiores, especialmente en movimientos que involucran un ciclo de estiramiento-acortamiento. Sin embargo, se necesita investigación futura para determinar si el entrenamiento puede influir en la frecuencia de oscilación del músculo y el tendón y, posteriormente, mejorar el rendimiento de las extremidades inferiores durante tareas funcionales en sujetos sedentarios. Por otro lado, Wilkinson, Gore, Baker y Smith [128] no encontraron una correlación consistente o sustancial entre la frecuencia de oscilación muscular y el rendimiento físico en pruebas funcionales. La variación en los resultados entre su estudio y el presente puede atribuirse a dos factores. Primero, evaluaron exclusivamente el recto

femoral, pasando por alto otros músculos cruciales para tareas como sentarse-levantarse. Investigaciones previas indican que el tibial anterior y el vasto medial presentan la contribución porcentual más alta a esta actividad [97]. Segundo, no utilizaron equipo instrumentado para evaluar el rendimiento de los sujetos durante el sentarse-levantarse, a pesar de una revisión reciente de Shukla, Bassement, Vijay, Yadav y Hewson [107] que estableció que los parámetros de potencia y velocidad adquiridos durante una tarea de transición sedente a bípedo instrumentada pueden tener el potencial de mejorar la detección de condiciones relacionadas con la fuerza, en comparación con la evaluación estándar de sentarse-levantarse. Esto implica que considerar múltiples músculos de las extremidades inferiores, especialmente en tareas funcionales dependientes de la velocidad, y utilizar equipo instrumentado para la evaluación, puede ofrecer una comprensión más completa de la relación entre la frecuencia de oscilación muscular y el rendimiento muscular de las extremidades inferiores. Estos conocimientos pueden servir como información valiosa para diseñar intervenciones adaptadas para condiciones relacionadas con la fuerza.

La escasez de relaciones significativas entre la frecuencia de oscilación del VM y el rendimiento en la tarea de sentarse-levantarse encontrada en el presente estudio plantea un punto intrigante, considerando el papel fundamental del cuádriceps en la generación de la fuerza y potencia necesarias para esta tarea. Si bien intuitivamente se podría esperar una fuerte correlación entre la frecuencia de oscilación del VM y el rendimiento en sentarse-levantarse, los hallazgos actuales sugieren una relación más compleja. Varios factores podrían contribuir a esta discrepancia, incluida la participación de otros músculos

sinérgicos o compensatorios, variaciones biomecánicas individuales y potencialmente las condiciones específicas de la ejecución de la tarea. De hecho, al menos tres tipos de sinergias han sido reportadas en adultos jóvenes durante la tarea de sentarse-levantarse en una revisión reciente [34], con casi todas estas sinergias considerando el vasto lateral y no el vasto medial. Lo anterior podría explicar la falta de correlaciones de este músculo y el rendimiento en la tarea de iSTS-TS. Con respecto a las variaciones biomecánicas, la inclinación pélvica afecta el nivel de activación del vasto medial en el procedimiento de sentarse-levantarse, con una inclinación pélvica neutral versus una posición pélvica anterior aumentando la activación del vasto medial oblicuo y del vasto lateral [34]. En este sentido, una inclinación pélvica anterior durante la tarea de iSTS-TS podría explicar la falta de correlaciones. Sin embargo, dado que esto no fue medido, los estudios futuros deberían controlar este tópico.

Otra consideración crucial fue la elección de la modalidad para evaluar la tarea iSTS-TS. En el estudio actual, el BF, VM y GM demostraron correlaciones positivas moderadas a grandes, pero solo en modo isotónico. Esto podría explicarse por varios factores. En primer lugar, la modalidad de prueba, ya sea isocinética o isotónica, afectó significativamente los patrones de activación muscular durante la tarea. La prueba isocinética implica una velocidad de movimiento constante, que puede no replicar los patrones de activación muscular naturales observados durante tareas funcionales, como levantarse o sentarse. En contraste, la prueba isotónica permite un rango de movimiento y activación muscular más natural, lo que potencialmente podría conducir a correlaciones diferentes con el rendimiento en la tarea. Esto se alinea con

hallazgos de estudios anteriores [46], que recomiendan una modalidad dependiente de la fuerza (isotónica) debido a su enfoque ecológico. En resumen, lo mencionado anteriormente podría explicar la correlación moderada a grande encontrada entre la frecuencia de oscilación muscular y el rendimiento muscular en la modalidad isotónica.

Además, las variaciones en las correlaciones pueden atribuirse a la especificidad cinemática inherente de la tarea [69]. El acto de levantarse y sentarse implica movimientos intrincados que involucran diversos grupos musculares, cada uno contribuyendo de manera diferente a la tarea [15],[97]. La prueba isotónica puede capturar mejor las interacciones matizadas entre estos músculos, lo que resulta en correlaciones más fuertes entre las medidas musculares y el rendimiento durante la tarea.

A su vez, las demandas biomecánicas de la tarea iSTS-TS pueden favorecer a ciertos grupos musculares durante una modalidad de prueba por sobre otra. De hecho, un estudio reciente estableció que realizar la transición de sentarse a levantarse y viceversa a una velocidad rápida podría ser más desafiante para los participantes que hacerlo a su velocidad preferida [124]. Por ejemplo, el nivel en la actividad durante las acciones musculares concéntricas y excéntricas impuestas durante la prueba isotónica se alinea más estrechamente con los requisitos para levantarse y sentarse.

Por encima de todo, la elección de la modalidad de prueba es un factor crítico al evaluar la relación entre la frecuencia de oscilación de músculos específicos y su influencia en la ejecución de la tarea de iSTS-TS. Comprender

las diferencias entre las pruebas isocinéticas e isotónicas es esencial para la evaluación e interpretación precisa de estas relaciones, lo que puede tener implicaciones para la prescripción de ejercicio, la rehabilitación y otras aplicaciones relacionadas con la función y el rendimiento muscular de las extremidades inferiores.

Desde una perspectiva práctica, si bien la frecuencia de oscilación puede servir como un marcador de tono muscular, no es exclusivamente indicativa de fuerza o debilidad muscular. Investigaciones sugieren que el tono muscular en reposo puede ser influenciado por varios factores, incluyendo la entrada neural, la actividad muscular y factores mecánicos [67]. Por lo tanto, se espera que diferentes tipos de entrenamiento (por ejemplo, pliométrico) que apunten a estos factores mejoren el tono muscular y la frecuencia de oscilación muscular.

El entrenamiento de resistencia y la práctica de movimientos funcionales, como los ejercicios de sentarse a levantarse, mejoran la potencia de las extremidades inferiores y la calidad muscular [59], potencialmente mejorando el tono muscular en reposo. En este sentido, la necesidad de medir la frecuencia de oscilación en la toma de decisiones clínicas respecto al entrenamiento con ejercicio resulta prometedor. De hecho, puede ofrecer ideas complementarias sobre la función muscular, y su papel potencial en la orientación de intervenciones de ejercicio más allá de las medidas convencionales como la fuerza y la potencia es alentador. Esta noción está respaldada por investigaciones recientes que indican que la frecuencia de oscilación muscular puede predecir la fuerza muscular del muslo en la población atlética [38]. Sin embargo, si esto puede considerarse en otras poblaciones especiales requiere

de investigación adicional.

Es importante destacar que la aplicabilidad de estos resultados a pacientes con patologías relacionadas con el tono requiere una consideración cuidadosa. Si bien los mecanismos subyacentes al tono muscular y la frecuencia de oscilación pueden diferir en estas poblaciones debido a la naturaleza específica de sus condiciones, las intervenciones dirigidas a mejorar la fuerza y la función muscular a través del entrenamiento de resistencia y ejercicios funcionales aún pueden ser beneficiosas. Sin embargo, los enfoques deben ser individualizados y tener en cuenta las características únicas de cada patología. Se necesita más investigación para determinar la efectividad de intervenciones específicas dirigidas a la frecuencia de oscilación y su relevancia en el manejo clínico en diferentes patologías relacionadas con el tono.

Estudio 4

Este estudio tuvo como objetivo explorar la actividad muscular de las extremidades inferiores en relación con la dominancia, así como las variaciones en la fuerza y potencia durante las fases de SU y SD de la prueba de iSTS-TS en individuos sedentarios, en ambas modalidades isocinética e isotónica. Los resultados demostraron una asimetría significativa, con la pierna ND exhibiendo valores de RMS normalizados más altos para el GM y el vasto medial durante la fase de SU en ambas modalidades isocinética e isotónica, y para el BF durante la modalidad isotónica. El VM mostró la única diferencia significativa durante la fase de SD. Además, la fase de SD en el modo isocinético y la fase de SU en el modo isotónico registraron los valores más altos de fuerza máxima y potencia.

Estos hallazgos resaltan la importancia de la modalidad de prueba (isocinética o isotónica) al evaluar el rendimiento muscular de las extremidades inferiores durante las fases de SU o SD de una tarea funcional, y destacan la relevancia de la actividad muscular en el desempeño de la tarea de iSTS-TS, sugiriendo que el GM y el VM de la pierna no dominante pueden desempeñar un papel más prominente en esta población.

Esta investigación presenta una medida estadística para evaluar la asimetría en la actividad muscular. Aunque no existe consenso sobre el método más apropiado [1], nuestros hallazgos indican que la amplitud muscular mostró niveles más altos de asimetría durante las fases de la tarea iSTS-TS. Este resultado contribuye al entendimiento actual del efecto de la dominancia de las extremidades en la actividad muscular durante tareas funcionales. Específicamente, nuestro estudio encontró un aumento en la amplitud muscular en la pierna ND, lo cual es consistente con un estudio reciente [86] que reportó una correlación entre la actividad muscular en la pierna ND y lograr equilibrio unipodal. Sin embargo, Bond et al. [19] no encontraron diferencias entre piernas durante la tarea de levantarse de una silla en sujetos saludables con potencia isocinética asimétrica de extensión de rodilla, sugiriendo que se espera menos asimetría durante tareas funcionales bilaterales que durante la dinamometría unilateral. La diferencia entre estos hallazgos y el presente estudio puede atribuirse a la tarea de levantarse de una silla no resistida implementada en el estudio de Bond et al. [19], ya que se ha demostrado que los parámetros obtenidos de una tarea de transición sedente a bípedo instrumentada pueden potencialmente mejorar la detección de condiciones relacionadas con la fuerza

en comparación con una evaluación estándar [107]. Estos hallazgos sugieren que la pierna ND tiene una importancia particular en tareas funcionales que requieren mayor demanda o control muscular, especialmente cuando se involucra resistencia externa. Esta observación puede elucidar las variaciones en los resultados de los estudios, con algunos informando diferencias entre piernas y otros no. En línea con esta perspectiva, una revisión realizada por Paillard y Noé [81] estableció que la influencia de la dominancia de las extremidades es probablemente dependiente del contexto. En ciertos contextos, si el centro de presión se desplaza hacia la pierna D durante la tarea, una mayor actividad muscular en la pierna ND puede funcionar como un mecanismo de control para evitar la pérdida de estabilidad a través de ajustes posturales compensatorios [22]. Esta explicación potencial se alinea con los hallazgos del presente estudio. Sin embargo, dado que este aspecto no fue evaluado en el estudio actual, se necesita investigación adicional para elucidar de manera integral los mecanismos subyacentes por los cuales el sistema nervioso central induce tales cambios en la pierna ND en comparación con la pierna D durante tareas funcionales resistidas. La adquisición de este conocimiento puede encontrar aplicaciones prácticas en el desarrollo de programas de rehabilitación dirigidos o intervenciones de entrenamiento adaptadas para individuos que buscan mejorar el control y la estabilidad muscular. Esto es especialmente pertinente en actividades donde la dominancia de las extremidades ejerce una influencia crucial.

En cuanto a los niveles más altos de fuerza y potencia en la fase de SU encontrados en la modalidad isotónica, investigaciones previas ya han

establecido que el entrenamiento bajo la modalidad isotónica tiende a generar niveles más altos de fuerza concéntrica [122]; en el presente estudio, esto ocurre en la fase de SU. Este fenómeno sucede debido a que la capacidad de producción de fuerza máxima de los músculos esqueléticos es mayor durante la contracción excéntrica que durante la contracción concéntrica (Crenshaw et al., 1995). Por lo tanto, usar la misma carga para las fases de SU (acción concéntrica) y SD (acción excéntrica) resulta en que el músculo trabaje a un porcentaje menor de su capacidad máxima durante la fase de SD que durante la fase de SU. Por lo tanto, se espera una mayor fuerza muscular durante la fase SU bajo la modalidad isotónica. Por otro lado, dado que las acciones musculares excéntricas tienen el potencial de generar una mayor producción de fuerza, los niveles elevados de fuerza y potencia encontrados en la modalidad isocinética pueden atribuirse al ajuste automático de la resistencia del dispositivo a lo largo de todo el rango de movimiento [23], una característica considerada esencial para alinearse con la producción de fuerza del individuo en este modo. Como resultado, se pueden lograr niveles elevados de fuerza y potencia durante las acciones musculares excéntricas en el modo isocinético. Desde una perspectiva práctica, se recomienda utilizar el modo isocinético al evaluar el rendimiento muscular durante la fase de SD (excéntrica) y el modo isotónico al enfocarse en el rendimiento de la fase SU (concéntrica).

Estudio 5

El estudio realizado tuvo como objetivo investigar el impacto de un volumen mínimo de PJT en las propiedades viscoelásticas del músculo y tendón,

la fuerza y potencia de las extremidades inferiores durante una prueba iSTS-TS en individuos sedentarios. En cuanto al rendimiento muscular en las modalidades isocinéticas, se observaron efectos principales del factor grupo tanto en fuerza como en potencia. Los análisis post hoc indicaron mejoras significativas en la fuerza a 15 cm/s y la potencia a 5 cm/s dentro del TG, en comparación con los RVTG y CG. No se observaron interacciones grupo×tiempo. En la evaluación de las propiedades viscoelásticas musculares, no se encontraron diferencias significativas. Por el contrario, en la evaluación de las propiedades viscoelásticas del tendón de Aquiles, se observaron efectos principales del factor tiempo para la rigidez, decremento y relajación dentro del RVTG. Además, se observó una notable interacción grupal en la rigidez del tendón rotuliano en el RVTG en comparación con el CG. Por lo tanto, un volumen mínimo de 2414 saltos durante un período de 4 semanas mejoró la fuerza y potencia de las extremidades inferiores durante una prueba funcional resistida. Además, un volumen mínimo de 1207 saltos produjo mejoras en las propiedades viscoelásticas del tendón de Aquiles de sujetos sedentarios.

El presente estudio reveló que un entrenamiento pliométrico de 2414 contactos de pie, en comparación con 1207, condujo a mejoras significativas en la fuerza muscular y potencia durante la prueba iSTS-TS entre sujetos sedentarios. Este hallazgo respalda la noción de que volúmenes inferiores a este umbral no aumentan el rendimiento funcional de las extremidades inferiores. Estos resultados concuerdan con una investigación previa en la cual un volumen

que oscilaba entre 730 y 1460 saltos no logró producir diferencias significativas en la potencia isocinética de los flexores y extensores de rodilla [85]. Además, similar al presente estudio, un volumen que se aproxima a los 2400 saltos produjo mejoras en la potencia del salto vertical y la fuerza isométrica de cuádriceps [118]. Esto sugiere que acercarse o superar el umbral identificado en el presente estudio puede conducir a mejoras óptimas en la fuerza y potencia muscular. Cabe destacar que, en población atlética, un volumen de 1311 saltos parece mejorar la potencia del tren inferior y el rendimiento en sprint [62]. Sin embargo, en el estudio citado, no solo la población difiere de la del presente estudio, sino que también que el PJT se utilizó como un protocolo de entrenamiento concomitante a un entrenamiento de resistencia. En este sentido, los resultados mencionados podrían atribuirse a un efecto sinérgico.

Dadas las adaptaciones a corto plazo esperadas por un período de 4 semanas de entrenamiento, las mejoras observadas en la presente intervención pliométrica pueden derivarse de su capacidad para inducir adaptaciones neuromusculares [66]. El EP implica estiramientos rápidos (contracción excéntrica) seguidos de un acortamiento rápido (contracción concéntrica) de las fibras musculares, conocido como ciclo estiramiento-acortamiento [88]. Este ciclo activa el reflejo de estiramiento y mejora la capacidad del músculo para producir fuerza rápidamente. En este contexto, el PJT parece ser un enfoque eficiente para mejorar la fuerza máxima en períodos relativamente breves [101]. De hecho, aumentar el volumen de entrenamiento en mujeres sedentarias mediante la adición de seis semanas de PJT, después de seis semanas de entrenamiento de resistencia tradicional, disminuye el tiempo de latencia, y

mejora la activación muscular, conduciendo a una mayor producción de fuerza muscular [24]. Desde un punto de vista práctico, los profesionales del entrenamiento pueden utilizar esta información para personalizar regímenes de entrenamiento pliométrico para individuos que buscan mejorar sus niveles de aptitud física en general o alcanzar objetivos específicos de rendimiento. Al diseñar sesiones de entrenamiento para cumplir o superar el umbral de volumen recomendado, los entrenadores pueden facilitar mejoras en la funcionalidad muscular de las extremidades inferiores, mejorando así las actividades de la vida diaria.

Con respecto a las propiedades viscoelásticas, un volumen reducido de 1207 saltos tiene influencia en las propiedades viscoelásticas del tendón de Aquiles, ya que se observaron efectos del factor tiempo en la rigidez, decremento y relajación dentro del RVTG. Además, se observó una interacción grupal en la rigidez del tendón rotuliano en el RVTG en comparación con el CG. Estos hallazgos concuerdan con un metaanálisis reciente [71], el cual señala que un EP de menos de 250 saltos por semana podría mejorar la rigidez de las extremidades inferiores. De hecho, identificó una relación inversa dosis-respuesta del PJT para la mejora de la rigidez, concluyendo que una dosis más alta resultaba en un efecto más bajo [71]. Lo anterior apoya los resultados del presente estudio, ya que no se observaron cambios en las propiedades viscoelásticas en el grupo con mayor volumen de saltos (es decir, en el TG).

Una razón potencial para el fenómeno observado podría ser el principio de especificidad inherente al entrenamiento. Es concebible que el volumen más bajo de entrenamiento pliométrico realizado por el RVTG haya dirigido selectivamente

adaptaciones específicas pertinentes a las propiedades viscoelásticas del tendón, debido a la naturaleza específica del volumen e intensidad de los ejercicios involucrados. Este volumen reducido podría haber generado un estímulo adecuado para provocar adaptaciones en las propiedades del tendón del tobillo, como una mayor rigidez, potencialmente mediada a través de mecanismos celulares, un concepto conocido como mecanotransducción [50].

La perplejidad inicial que rodea los hallazgos sobre por qué un volumen más bajo induce cambios en el tendón de Aquiles, pero no en el tendón rotuliano se suma al creciente cuerpo de evidencia que indica que el tendón de Aquiles ya no debe ser visto como una entidad homogénea singular [3]. En cambio, requiere un examen como una estructura compleja compuesta por múltiples subcomponentes que interactúan de manera intrincada [3].

Si bien es ampliamente reconocido que los tendones son altamente sensibles a las cargas mecánicas, determinar una prescripción universalmente aplicable para la magnitud óptima de carga y la duración para inducir mecanotransducción en los tendones sigue siendo una tarea formidable. Este desafío se ve complicado por los diversos perfiles de carga experimentados por diferentes tipos de tendones [28], junto con la estructura única de la matriz extracelular y las características mecánicas presentes dentro de la matriz fascicular, interfascicular y su éntesis [28]. Por lo tanto, se espera que los tendones de Aquiles y rotuliano respondan diferencialmente al volumen de PJT, como se encontró en el presente estudio.

Consecuentemente, este estudio apoya la proposición de que un volumen mayor de PJT no necesariamente conduce a mejoras en las propiedades

mecánicas del tendón, enfatizando así la naturaleza compleja de la adaptación del tendón a los estímulos mecánicos. Alternativamente, un volumen más alto de entrenamiento pliométrico podría haber provocado una respuesta de adaptación más amplia, centrándose principalmente en mejorar la fuerza y potencia muscular. El aumento del volumen puede haber abrumado las vías específicas responsables de inducir cambios en las propiedades viscoelásticas del tendón, lo que resultó en la ausencia de efectos significativos en el grupo TG.

Desde un punto de vista práctico, es notable que los sitios específicos de ruptura del tendón de Aquiles comúnmente manifiesten fibras de colágeno desorganizadas, afectando así las propiedades viscoelásticas, un rasgo frecuentemente asociado con el comportamiento sedentario [48]. Una aplicación pertinente de estos hallazgos sería la elaboración de protocolos de ejercicio adaptados para mitigar el riesgo de ruptura del tendón de Aquiles. Esto podría lograrse adoptando el volumen mínimo propuesto en este estudio.

Cabe destacar que el presente estudio observó efectos significativos en las propiedades viscoelásticas de los tendones, en contraposición a los músculos, lo que sugiere que estos cambios pueden atribuirse a las diferencias inherentes en sus funciones biomecánicas. Los tendones, conocidos por su eficiencia en el almacenamiento de energía elástica [83]. Esta eficiencia en el almacenamiento de energía permite que los tendones absorban y liberen energía de manera efectiva, contribuyendo al mecanismo de retroceso elástico esencial para movimientos como saltar y correr. En consecuencia, el entrenamiento pliométrico, que implica estiramientos rápidos de los tendones, puede inducir adaptaciones en su viscoelasticidad, mejorando la capacidad para almacenar y

liberar energía elástica de manera más eficiente. Por otro lado, los músculos son menos eficientes en el almacenamiento de energía elástica en comparación con los tendones. En cambio, los músculos son principalmente responsables de generar fuerza durante el movimiento [5]. Si bien el EP puede mejorar la fuerza y la potencia muscular, el enfoque principal suele ser mejorar el ciclo estiramiento-acortamiento y la coordinación neuromuscular en lugar de influir directamente en las propiedades viscoelásticas del músculo.

En cada uno de estos escenarios, la comprensión de la interacción entre el volumen de entrenamiento y las adaptaciones neuromusculares pueden informar sobre la formulación de intervenciones y EP seguras, eficaces y personalizadas adaptadas a los requisitos y aspiraciones únicos de la población objetivo.

CONCLUSIONES

A partir de los estudios realizados, La tesis doctoral ha generado una serie de conclusiones fundamentales que resaltan la importancia del ejercicio en individuos sedentarios y físicamente inactivos. En primer lugar, la revisión bibliográfica publicada evidencia que la aplicación de diferentes protocolos de entrenamiento centrados en el fortalecimiento de los miembros inferiores, puede tener un impacto significativo en la mejora de la fuerza, la potencia y la actividad muscular en este grupo demográfico. Sin embargo, en lo que respecta al EP los resultados parecen variar en función del volumen aplicado. La preferencia generalizada por el entrenamiento de resistencia tradicional sugiere la necesidad de considerar enfoques variados y personalizados para maximizar los beneficios del ejercicio en esta población.

Asimismo, se ha demostrado la eficacia del EP resistido sin saltar, especialmente al iniciar desde una posición de flexión de rodilla de 90°, para mejorar la participación muscular y el rendimiento funcional. Estos hallazgos subrayan la importancia de la técnica y la posición corporal en la optimización de los resultados del entrenamiento en individuos sedentarios.

Además, se han identificado desequilibrios musculares y diferencias en la actividad muscular entre las piernas D y ND en este grupo de población, lo que destaca la necesidad de abordar estas disparidades para prevenir lesiones y optimizar el rendimiento funcional. Adicionalmente ha sido posible identificar que un volumen umbral mínimo de EP cercano a los 2400 saltos es capaz de mejorar el rendimiento funcional de miembros inferiores, y que, un volumen cercano a

los 1200 saltos es capaz de mejorar las características viscoelásticas del tendón de Aquiles, sin inducir necesariamente mejoras en el rendimiento funcional.

En conjunto, estos resultados ofrecen valiosas perspectivas para la formulación de estrategias de ejercicio y rehabilitación personalizadas que pueden ayudar a mejorar la salud musculoesquelética y el bienestar general de individuos sedentarios.

Las conclusiones específicas de cada uno de los estudios que fueron presentados en la tesis doctoral fueron:

Estudio 1

Los hallazgos de la revisión sistemática indican que la calidad de los estudios que evalúan los efectos de diferentes protocolos de fortalecimiento de miembros inferiores en la actividad muscular, la fuerza y la potencia en sujetos sedentarios e inactivos físicamente fue de justa a buena. Todos los estudios incluidos en la revisión mostraron una preferencia por el entrenamiento de resistencia tradicional. La variación en los efectos del EP de saltos puede atribuirse a las diferencias en los volúmenes de entrenamiento aplicados. Dada la escasez de investigación y la limitada validez externa de los resultados, algunos hallazgos de la revisión deben interpretarse con precaución.

Estudio 2

Los hallazgos sugieren que iniciar ejercicio pliométricos resistidos sin saltar en una posición de flexión de rodilla de 90° resulta en un aumento significativo de la actividad muscular tanto en los músculos VM como VL, independientemente de la dominancia del miembro. Además, observamos

diferencias sustanciales entre los músculos, con el VM en la pierna ND mostrando niveles de activación más altos tanto a 60° como a 90° de flexión de rodilla. Además, se reveló que comenzar los ejercicios desde una posición de flexión de rodilla de 90° condujo a niveles significativamente mayores de fuerza, potencia y trabajo durante las fases concéntrica y excéntrica del ejercicio pliométrico resistido sin saltar. Estos hallazgos enfatizan la importancia de la posición de flexión de rodilla en la adaptación de los programas de entrenamiento pliométrico resistido sin saltar para optimizar la participación muscular y el rendimiento funcional.

Estudio 3

Esta investigación reveló que los individuos sedentarios muestran correlaciones positivas entre la frecuencia de oscilación muscular y las variables de rendimiento muscular, con asociaciones más fuertes y exclusivas observadas en el modo isotónico. Desde un punto de vista práctico, es recomendable utilizar el modo isotónico al evaluar la frecuencia de oscilación muscular en relación con el rendimiento muscular durante tareas funcionales de sentarse y levantarse en sujetos sedentarios. Futuras investigaciones deberían proporcionar información sobre la causalidad entre las variables reportadas en este estudio.

Estudio 4

El estudio demuestra que los individuos sedentarios presentan diferencias en la amplitud muscular entre las piernas D y ND, así como diferencias en la fuerza máxima y la potencia durante las fases SU y SD de la tarea iSTS-TS, dependiendo de la modalidad evaluada (isocinética o isotónica). Estos hallazgos

ofrecen importantes conocimientos sobre desequilibrios musculares y diferencias de rendimiento en individuos sedentarios durante pruebas funcionales resistidas. El dispositivo novedoso utilizado en este estudio también puede tener potencial para investigaciones futuras sobre desequilibrios musculares y rehabilitación.

Estudio 5

Esta investigación ofrece respaldo empírico de que un volumen de EP comprendiendo 2414 saltos produce mejoras significativas en la fuerza muscular y la potencia durante tareas funcionales en individuos sedentarios. Además, un volumen de 1207 saltos demuestra la capacidad de inducir alteraciones en las propiedades viscoelásticas del tendón del tobillo (Aquiles). Estas observaciones son significativas para formular intervenciones de ejercicio personalizadas destinadas a mejorar el rendimiento funcional y propiedades viscoelásticas de miembros inferiores, mitigando los riesgos para la salud musculoesquelética asociados con estilos de vida sedentarios.

LIMITACIONES

Los estudios de la presente tesis doctoral presentan limitaciones y fortalezas las cuales deben ser conocidas.

Con respecto al primer estudio, la revisión bibliográfica, presenta como fortaleza la búsqueda exhaustiva de estudios realizada en las cuatro bases de datos principales asociadas con investigaciones en entrenamiento, sin imponer restricciones de fecha hasta 2021. Este enfoque proporcionó una perspectiva amplia de la información disponible actualmente. Sin embargo, una limitación significativa de nuestro análisis de los efectos de los protocolos de fortalecimiento de miembros inferiores en la actividad muscular fue que se basó únicamente en un estudio que involucró una muestra de 58 mujeres. Además, hubo una heterogeneidad sustancial en el análisis de la fuerza muscular. Cabe destacar que todos los estudios incluidos en esta revisión demostraron una preferencia por el entrenamiento de resistencia tradicional. Por otro lado, a pesar de los escasos estudios sobre los efectos del entrenamiento de salto pliométrico, es posible atribuir las diferencias encontradas a los distintos volúmenes de entrenamiento aplicados. Dada la escasez de investigaciones y la limitada validez externa de los resultados, algunos hallazgos de esta revisión deben interpretarse con cautela.

Con respecto al segundo, tercer y cuarto estudio, es imperativo reconocer la evaluación bilateral de fuerza, potencia y trabajo, lo que impone limitaciones en el potencial para análisis comparativos de estas variables entre extremidades. En segundo lugar, la ausencia de un análisis basado en el sexo entre los sujetos del estudio tiene el potencial de restringir el alcance de las conclusiones de los

estudios. Es importante destacar que la normalización al peso corporal tuvo como objetivo abstraerse de los efectos específicos del sexo. Particularmente en el tercer estudio la incorporación de electromiografía y la ampliación del alcance de los músculos evaluados en la tarea de iSTS-TS podrían proporcionar una comprensión más completa de la función muscular.

Con respecto al quinto estudio, vale la pena señalar que el estudio se centró en la prueba iSTS-TS como una herramienta de evaluación funcional, lo que limita la aplicabilidad de los resultados a otras tareas funcionales como la marcha o el subir y bajar escaleras.

PROYECCIONES

A partir de las investigaciones llevadas a cabo en esta tesis doctoral, se vislumbran diversas direcciones para investigaciones futuras. Aunque el enfoque primordial se enfocó en la población adulta joven, sería pertinente dirigir estudios hacia grupos específicos de interés, como las personas mayores o aquellos con condiciones médicas particulares. Esto permitiría profundizar en la comprensión de cómo las variables musculares se entrelazan con el volumen y la naturaleza del EP en estos segmentos poblacionales.

Investigaciones futuras pueden considerar la incorporación de métricas que discriminen entre evaluaciones unilaterales y bilaterales de fuerza, potencia y trabajo, además de llevar a cabo un análisis estratificado por sexo para explorar sistemáticamente cualquier divergencia en los resultados, dado que los datos disponibles en los estudios de esta tesis son insuficientes para derivar tales conclusiones.

Dado que el tono muscular está influenciado por diversos factores como

el neurológico y la temperatura, la integración de evaluaciones adicionales podría mejorar la precisión y aplicabilidad de los resultados. Este enfoque conduciría en última instancia a una comprensión más completa del impacto de estas variables en el rendimiento de la tarea de iSTS-TS.

Finalmente, investigaciones futuras podrían explorar pruebas funcionales adicionales para evaluar de manera integral el impacto del EP en las actividades diarias en población sedentarias. Además, se justifican estudios de seguimiento a largo plazo para evaluar la sostenibilidad de las mejoras observadas y para dilucidar los posibles beneficios a largo plazo del umbral de volumen de EP encontrado en la presente.

REFERENCIAS

- [1] Abdul Halim, H.N., Azaman, A., Manaf, H., Saidin, S., Zulkapri, I., and Yahya, A., *Gait Asymmetry Assessment using Muscle Activity Signal: A Review of Current Methods*, Journal of Physics: Conference Series, 2019, 1372(1), 012075.
- [2] Abulhasan, J.F. and Grey, M.J., *Anatomy and Physiology of Knee Stability*, Journal of Functional Morphology and Kinesiology, 2017, 2(4), 34.
- [3] Adam, N.C., Smith, C.R., Herzog, W., Amis, A.A., Arampatzis, A., and Taylor, W.R., *In Vivo Strain Patterns in the Achilles Tendon During Dynamic Activities: A Comprehensive Survey of the Literature*, 2023, 9(1), 60.
- [4] Agyapong-Badu, S., Warner, M., Samuel, D., and Stokes, M., *Measurement of ageing effects on muscle tone and mechanical properties of rectus femoris and biceps brachii in healthy males and females using a novel hand-held myometric device*, Arch Gerontol Geriatr, 2016, 62 59-67.
- [5] Alexander, R.M. and Bennet-Clark, H.C., *Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues*, Nature, 1977, 265(5590), 114-7.
- [6] Ando, R., Taniguchi, K., Kikuchi, S., Mizoguchi, S., Fujimiya, M., Katayose, M., and Akima, H., *Sarcomere length of the vastus intermedius with the knee joint angle change*, Physiol Rep, 2021, 9(5), e14771.
- [7] Aoyama, T. and Kohno, Y., *Differences in motor unit firing properties of the vastus lateralis muscle during postural and voluntary tasks*, Front Physiol, 2022, 13 955912.
- [8] Arnold, E.M., Hamner, S.R., Seth, A., Millard, M., and Delp, S.L., *How muscle fiber lengths and velocities affect muscle force generation as humans walk and run at different speeds*, J Exp Biol, 2013, 216(Pt 11), 2150-60.
- [9] Bailey, C.A., Hill, A., Graham, R.B., and Nantel, J., *Effects of arm swing amplitude and lower limb asymmetry on motor variability patterns during treadmill gait*, J Biomech, 2022, 130 110855.
- [10] Bakenecker, P., Weingarten, T., Hahn, D., and Raiteri, B., *Residual force enhancement is affected more by quadriceps muscle length than stretch amplitude*, eLife, 2022, 11 e77553.
- [11] Barrett, K.B., Sievert, Z.A., and Bennett, H.J., *A Comparison of Squat Depth and Sex on Knee Kinematics and Muscle Activation*, J Biomech Eng, 2023, 145(7), 071010.
- [12] Beato, M., Maroto-Izquierdo, S., Turner, A.N., and Bishop, C., *Implementing Strength Training Strategies for Injury Prevention in Soccer: Scientific Rationale and Methodological Recommendations*, Int J Sports Physiol Perform, 2021, 16(3), 456-461.
- [13] Behm, D.G., Young, J.D., Whitten, J.H.D., Reid, J.C., Quigley, P.J., Low, J., Li, Y., Lima, C.D., Hodgson, D.D., Chaouachi, A., Prieske, O., and Granacher, U., *Effectiveness of Traditional Strength vs. Power Training on Muscle Strength, Power and Speed with Youth: A Systematic Review and Meta-Analysis*, Frontiers in Physiology, 2017, 8(423).
- [14] Benjamini, Y. and Hochberg, Y., *Controlling the False Discovery Rate: A Practical and Powerful Approach to Multiple Testing*, Journal of the Royal Statistical Society: Series B (Methodological), 1995, 57(1), 289-300.
- [15] Bhardwaj, S., Khan, A.A., and Muzammil, M., *Lower limb rehabilitation using multimodal measurement of sit-to-stand and stand-to-sit task*, Disabil Rehabil Assist Technol, 2021, 16(5), 438-445.
- [16] Bizzini, M. and Mannion, A.F., *Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness*, Clinical Biomechanics, 2003, 18(5), 459-461.

- [17] Boccomino, H.L., Daoud, B.T., Hudas, A., North, W.A., and Malek, M.H., *Log-Transformed Electromyography Amplitude Power Output Relationship: Nondominant vs. Dominant Limb*, J Strength Cond Res, 2022, 36(3), 851-856.
- [18] Bond, C.W., Cook, S.B., Swartz, E.E., and Laroche, D.P., *Asymmetry of lower extremity force and muscle activation during knee extension and functional tasks*, Muscle & Nerve, 2017, 56(3), 495-504.
- [19] Bond, C.W., Cook, S.B., Swartz, E.E., and Laroche, D.P., *Asymmetry of lower extremity force and muscle activation during knee extension and functional tasks*, Muscle Nerve, 2017, 56(3), 495-504.
- [20] Cashin, A.G. and McAuley, J.H., *Clinimetrics: Physiotherapy Evidence Database (PEDro) Scale*, J Physiother, 2020, 66(1), 59.
- [21] Castagneri, C., Agostini, V., Rosati, S., Balestra, G., and Knaflitz, M., *Asymmetry Index in Muscle Activations*, IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2019, 27(4), 772-779.
- [22] Cesari, P., Piscitelli, F., Pascucci, F., and Bertucco, M., *Postural Threat Influences the Coupling Between Anticipatory and Compensatory Postural Adjustments in Response to an External Perturbation*, Neuroscience, 2022, 490 25-35.
- [23] Contreras-Díaz, G., Chiroso-Ríos, L.J., Chiroso-Ríos, I., Intelangelo, L., Jerez-Mayorga, D., and Martinez-Garcia, D., *Reliability of Isokinetic Hip Flexor and Extensor Strength Measurements in Healthy Subjects and Athletes: A Systematic Review and Meta-Analysis*, Int J Environ Res Public Health, 2021, 18(21).
- [24] Correa, C., Laroche, D., Cadore, E., Reischak-Oliveira, A., Bottaro, M., Kruehl, L.F., Tartaruga, M., Radaelli, R., Wilhelm, E., Lacerda, F., Gaya, A., and Pinto, R., *3 Different Types of Strength Training in Older Women*, International Journal of Sports Medicine, 2012, 33(12), 962-969.
- [25] Crespo-Salgado, J.J., Delgado-Martín, J.L., Blanco-Iglesias, O., and Aldecoa-Landesá, S., *[Basic guidelines for detecting sedentarism and recommendations for physical activity in primary care]*, Aten Primaria, 2015, 47(3), 175-83.
- [26] Cristi-Montero, C., Steell, L., Petermann, F., Garrido-Mendez, A., Diaz-Martinez, X., Salas-Bravo, C., Ramirez-Campillo, R., Alvarez, C., Rodriguez, F., Aguilar-Farias, N., Martinez, M.A., Leiva, A.M., Poblete-Valderrama, F., Willis, N.D., and Celis-Morales, C.A., *Joint effect of physical activity and sedentary behaviour on cardiovascular risk factors in Chilean adults*, J Public Health (Oxf), 2017 1-8.
- [27] Cui, C., Miao, H., Liang, T., Liu, X., and Liu, X., *[Analysis of muscle synergy and muscle functional network at different walking speeds based on surface electromyographic signal]*, Journal of biomedical engineering, 2023, 40(5), 938-944.
- [28] Chatterjee, M., Muljadi, P.M., and Andarawis-Puri, N., *The role of the tendon ECM in mechanotransduction: disruption and repair following overuse*, Connect Tissue Res, 2022, 63(1), 28-42.
- [29] Chen, X., Sanchez, G.N., Schnitzer, M.J., and Delp, S.L., *Changes in sarcomere lengths of the human vastus lateralis muscle with knee flexion measured using in vivo microendoscopy*, J Biomech, 2016, 49(13), 2989-2994.
- [30] Davies, G., Riemann, B.L., and Manske, R., *Current Concepts of Plyometric Exercise*, Int J Sports Phys Ther, 2015, 10(6), 760-86.
- [31] de Lima, D.C., *Varicose veins and occupational health: symptoms, treatment and prevention*, Rev Bras Med Trab, 2019, 17(4), 589-593.
- [32] de Morton, N.A., *The PEDro scale is a valid measure of the methodological quality of clinical trials: a demographic study*, Aust J Physiother, 2009, 55(2), 129-33.
- [33] de Sousa, A.M.M., Cavalcante, J.G.T., Bottaro, M., Vieira, D.C.L., Babault, N., Geremia,

- J.M., Corrigan, P., Silbernagel, K.G., Durigan, J.L.Q., and Marqueti, R.C., *The Influence of Hip and Knee Joint Angles on Quadriceps Muscle-Tendon Unit Properties during Maximal Voluntary Isometric Contraction*, *Int J Environ Res Public Health*, 2023, 20(5), 3947.
- [34] Dussault-Picard, C., Havashinezhadian, S., Turpin, N.A., Moissenet, F., Turcot, K., and Cherni, Y., *Age-related modifications of muscle synergies during daily-living tasks: A scoping review*, *Clinical Biomechanics*, 2024, 113.
- [35] Dvir, Z. and Müller, S., *Multiple-Joint Isokinetic Dynamometry: A Critical Review*, *J Strength Cond Res*, 2020, 34(2), 587-601.
- [36] Fouré, A., Nordez, A., Guette, M., and Cornu, C., *Effects of plyometric training on passive stiffness of gastrocnemii and the musculo-articular complex of the ankle joint*, *Scand J Med Sci Sports*, 2009, 19(6), 811-8.
- [37] Fyfe, J.J., Hamilton, D.L., and Daly, R.M., *Minimal-Dose Resistance Training for Improving Muscle Mass, Strength, and Function: A Narrative Review of Current Evidence and Practical Considerations*, *Sports Medicine*, 2022, 52(3), 463-479.
- [38] Gacto-Sánchez, M., Medina-Mirapeix, F., Benítez-Martínez, J.C., Montilla-Herrador, J., Palanca, A., and Agustín, R.M., *Estimating Quadriceps and Hamstrings Strength Through Myoton Among Recreational Athletes*, *J Sport Rehabil*, 2023, 32(7), 827-833.
- [39] González-Izal, M., Malanda, A., Gorostiaga, E., and Izquierdo, M., *Electromyographic models to assess muscle fatigue*, *J Electromyogr Kinesiol*, 2012, 22(4), 501-12.
- [40] Guan, Y., Bredin, S.S.D., Taunton, J., Jiang, Q., Wu, N., and Warburton, D.E.R., *Association between Inter-Limb Asymmetries in Lower-Limb Functional Performance and Sport Injury: A Systematic Review of Prospective Cohort Studies*, *J Clin Med*, 2022, 11(2).
- [41] Helme, M., Tee, J., Emmonds, S., and Low, C., *Does lower-limb asymmetry increase injury risk in sport? A systematic review*, *Physical Therapy in Sport*, 2021, 49 204-213.
- [42] Hernández S., Ramirez-Campillo, R., Álvarez, C., Sanchez-Sanchez, J., Moran, J., Pereira, L.A., and Loturco, I., *Effects of plyometric training on neuromuscular performance in youth basketball players: a pilot study on the influence of drill randomization*, *J Sports Sci Med*, 2018, 17 372-378.
- [43] Högg, S., Holzgraefe, M., Wingendorf, I., Mehrholz, J., Herrmann, C., and Obermann, M., *Upper limb strength training in subacute stroke patients: study protocol of a randomised controlled trial*, *Trials*, 2019, 20(1).
- [44] Ippersiel, P., Robbins, S., and Preuss, R., *Movement variability in adults with low back pain during sit-to-stand-to-sit*, *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2018, 58 90-95.
- [45] Jaberzadeh, S., Yeo, D., and Zoghi, M., *The Effect of Altering Knee Position and Squat Depth on VMO : VL EMG Ratio During Squat Exercises*, *Physiother Res Int*, 2016, 21(3), 164-73.
- [46] Jerez-Mayorga, D., Huerta-Ojeda, Á., Chirisa-Ríos, L.J., Guede-Rojas, F., Guzmán-Guzmán, I.P., Intelangelo, L., Miranda-Fuentes, C., and Delgado-Floody, P., *Test-Retest Reliability of Functional Electromechanical Dynamometer on Five Sit-to-Stand Measures in Healthy Young Adults*, *Int J Environ Res Public Health*, 2021, 18(13), 6829.
- [47] Kablan, N., Alaca, N., and Tatar, Y., *Comparison of the Immediate Effect of Petrissage Massage and Manual Lymph Drainage Following Exercise on Biomechanical and Viscoelastic Properties of the Rectus Femoris Muscle in Women*, *Journal of Sport Rehabilitation*, 2021, 30(5), 725-730.
- [48] Kannus, P. and Natri, A., *Etiology and pathophysiology of tendon ruptures in sports*, *Scand J Med Sci Sports*, 1997, 7(2), 107-12.
- [49] Karagiannis, C., Savva, C., Korakakis, V., Adamide, T., Georgiou, A., Matheou, I., Prodromou, A., and Xanthos, T., *Effect of Strength Versus Strength and Endurance Upper Limb Exercise Training in Patients With Chronic Obstructive Pulmonary Disease: A*

- RANDOMIZED CLINICAL TRIAL*, J Cardiopulm Rehabil Prev, 2021, 41(6), 426-431.
- [50] Khan, K.M. and Scott, A., *Mechanotherapy: how physical therapists' prescription of exercise promotes tissue repair*, Br J Sports Med, 2009, 43(4), 247-52.
- [51] Korak, J.A., Bruininks, B.D., and Paquette, M.R., *The Influence of Normalization Technique on Between-Muscle Activation during a Back-Squat*, Int J Exerc Sci, 2020, 13(1), 1098-1107.
- [52] Kruapanich, C., Tantisuwat, A., Thaveeratitham, P., Lertmaharit, S., Ubolnuar, N., and Mathiyakom, W., *Effects of Different Modes of Upper Limb Training in Individuals With Chronic Obstructive Pulmonary Disease: A Systematic Review and Meta-Analysis*, Ann Rehabil Med, 2019, 43(5), 592-614.
- [53] Krzysztofik, M., Jarosz, J., Matykiewicz, P., Wilk, M., Bialas, M., Zajac, A., and Golas, A., *A comparison of muscle activity of the dominant and non-dominant side of the body during low versus high loaded bench press exercise performed to muscular failure*, Journal of Electromyography and Kinesiology, 2021, 56 102513.
- [54] Lambert, C., Beck, B.R., Harding, A.T., Watson, S.L., and Weeks, B.K., *Regional changes in indices of bone strength of upper and lower limbs in response to high-intensity impact loading or high-intensity resistance training*, Bone, 2020, 132 115192.
- [55] Le Roux, E., De Jong, N.P., Blanc, S., Simon, C., Bessesen, D.H., and Bergouignan, A., *Physiology of physical inactivity, sedentary behaviours and non-exercise activity: insights from the space bedrest model*, The Journal of Physiology, 2022, 600(5), 1037-1051.
- [56] Lee, T.-k., Park, S.-m., Yun, S.-b., Lee, A.-r., Lee, Y.-s., and Yong, M.-s., *Analysis of vastus lateralis and vastus medialis oblique muscle activation during squat exercise with and without a variety of tools in normal adults*, Journal of Physical Therapy Science, 2016, 28(3), 1071-1073.
- [57] Li, J., Huang, Q., Xu, B., Chen, X., and Zhou, J., *Lower-limbs' muscle coordination mechanism of healthy preschoolers while walking across obstacles*, The Foot, 2023, 54 101948.
- [58] Lindstedt, S.L., LaStayo, P.C., and Reich, T.E., *When Active Muscles Lengthen: Properties and Consequences of Eccentric Contractions*, Physiology, 2001, 16(6), 256-261.
- [59] Lizama-Pérez, R., Chiroso-Ríos, L.J., Contreras-Díaz, G., Jerez-Mayorga, D., Jiménez-Lupi3n, D., and Chiroso-Ríos, I.J., *Effect of sit-to-stand-based training on muscle quality in sedentary adults: a randomized controlled trial*, PeerJ, 2023, 11 e15665.
- [60] Lovell, D.I., Cuneo, R., and Gass, G.C., *The effect of strength training and short-term detraining on maximum force and the rate of force development of older men*, Eur J Appl Physiol, 2010, 109(3), 429-35.
- [61] Lurati, A.R., *Health Issues and Injury Risks Associated With Prolonged Sitting and Sedentary Lifestyles*, Workplace Health & Safety, 2017, 66(6), 285-290.
- [62] Maćkała, K. and Fostiak, M., *Acute Effects of Plyometric Intervention—Performance Improvement and Related Changes in Sprinting Gait Variability*, J Strength Cond Res, 2015, 29(7), 1956-65.
- [63] Maddox, E.U., Bennett, H.J., and Weinhandl, J.T., *Evidence for the use of dynamic maximum normalization method of muscle activation during weighted back squats*, J Biomech, 2022, 135 111029.
- [64] Mann, S., Jimenez, A., Steele, J., Domone, S., Wade, M., and Beedie, C., *Programming and supervision of resistance training leads to positive effects on strength and body composition: results from two randomised trials of community fitness programmes*, BMC Public Health, 2018, 18(1), 420.
- [65] Markovic, G. and Mikulic, P., *Neuro-Musculoskeletal and Performance Adaptations to Lower-*

- Extremity Plyometric Training*, Sports Medicine, 2010, 40(10), 859-895.
- [66] Markovic, G. and Mikulic, P., *Neuro-musculoskeletal and performance adaptations to lower-extremity plyometric training*, Sports Med, 2010, 40(10), 859-95.
- [67] Masi, A.T. and Hannon, J.C., *Human resting muscle tone (HRMT): Narrative introduction and modern concepts*, Journal of Bodywork and Movement Therapies, 2008, 12(4), 320-332.
- [68] Miao, P., Xu, Y., Pan, C., Liu, H., and Wang, C., *Vastus medialis oblique and vastus lateralis activity during a double-leg semisquat with or without hip adduction in patients with patellofemoral pain syndrome*, BMC Musculoskelet Disord, 2015, 16 289.
- [69] Millor, N., Lecumberri, P., Gomez, M., Martinez-Ramirez, A., and Izquierdo, M., *Kinematic parameters to evaluate functional performance of sit-to-stand and stand-to-sit transitions using motion sensor devices: a systematic review*, IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2014, 22(5), 926-36.
- [70] Monajati, A., Larumbe-Zabala, E., Goss-Sampson, M., and Naclerio, F., *Surface Electromyography Analysis of Three Squat Exercises*, J Hum Kinet, 2019, 67 73-83.
- [71] Moran, J., Liew, B., Ramirez-Campillo, R., Granacher, U., Negra, Y., and Chaabene, H., *The effects of plyometric jump training on lower-limb stiffness in healthy individuals: A meta-analytical comparison*, J Sport Health Sci, 2023, 12(2), 236-245.
- [72] Mulla, D.M., Wiebenga, E.G., Chopp-Hurley, J.N., Kaip, L., Jarvis, R.S., Stephens, A., Keir, P.J., and Maly, M.R., *The Effects of Lower Extremity Strengthening Delivered in the Workplace on Physical Function and Work-Related Outcomes Among Desk-Based Workers: A Randomized Controlled Trial*, J Occup Environ Med, 2018, 60(11), 1005-1014.
- [73] Naik, G.R., Pratihast, M., Rifai, C., Al-Ani, A., Acharyya, A., and Nguyen, H.T., *Differences in lower limb muscle activation patterns during Sit to Stand Task for different heel heights*, Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc, 2017, 2017 2486-2489.
- [74] Narici, M.V., Monti, E., Franchi, M., Reggiani, C., Toniolo, L., Giacomello, E., Zampieri, S., Simunič, B., and Pisot, R., *Early Biomarkers of Muscle Atrophy and of Neuromuscular Alterations During 10-Day Bed Rest*, The FASEB Journal, 2020, 34(S1), 1-1.
- [75] Noble, E.B., Pilarski, J.M., Vora, H.K., Zuniga, J.M., and Malek, M.H., *Log-Transformed Electromyography Amplitude-Power Output Relationship: Single-Leg Knee-Extensor Versus Single-Leg Cycle Ergometry*, J Strength Cond Res, 2019, 33(5), 1311-1319.
- [76] Oikawa, S.Y., Holloway, T.M., and Phillips, S.M., *The Impact of Step Reduction on Muscle Health in Aging: Protein and Exercise as Countermeasures*, Frontiers in Nutrition, 2019, 6.
- [77] Okamoto, T., Masuhara, M., and Ikuta, K., *Upper but not lower limb resistance training increases arterial stiffness in humans*, European Journal of Applied Physiology, 2009, 107(2), 127-134.
- [78] Olivares-Jabalera, J., Fíltter-Ruger, A., Dos'Santos, T., Afonso, J., Della Villa, F., Morente-Sánchez, J., Soto-Hermoso, V.M., and Requena, B., *Exercise-Based Training Strategies to Reduce the Incidence or Mitigate the Risk Factors of Anterior Cruciate Ligament Injury in Adult Football (Soccer) Players: A Systematic Review*, International Journal of Environmental Research and Public Health, 2021, 18(24), 13351.
- [79] Ouzzani, M., Hammady, H., Fedorowicz, Z., and Elmagarmid, A., *Rayyan—a web and mobile app for systematic reviews*, Systematic Reviews, 2016, 5(1).
- [80] Page, M.J., McKenzie, J.E., Bossuyt, P.M., Boutron, I., Hoffmann, T.C., Mulrow, C.D., Shamseer, L., Tetzlaff, J.M., Akl, E.A., Brennan, S.E., Chou, R., Glanville, J., Grimshaw, J.M., Hróbjartsson, A., Lalu, M.M., Li, T., Loder, E.W., Mayo-Wilson, E., McDonald, S., McGuinness, L.A., Stewart, L.A., Thomas, J., Tricco, A.C., Welch, V.A., Whiting, P., and Moher, D., *The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic*

- reviews, *BMJ*, 2021 n71.
- [81] Paillard, T. and Noé, F., *Does monopedal postural balance differ between the dominant leg and the non-dominant leg? A review*, *Hum Mov Sci*, 2020, 74 102686.
- [82] Park, J.H., Moon, J.H., Kim, H.J., Kong, M.H., and Oh, Y.H., *Sedentary Lifestyle: Overview of Updated Evidence of Potential Health Risks*, *Korean J Fam Med*, 2020, 41(6), 365-373.
- [83] Peltonen, J., Cronin, N.J., Stenroth, L., Finni, T., and Avela, J., *Viscoelastic properties of the Achilles tendon in vivo*, *Springerplus*, 2013, 2(1), 212.
- [84] Pietraszewski, P., Gołaś, A., Matusiński, A., Mrzygłód, S., Mostowik, A., and Maszczyk, A., *Muscle Activity Asymmetry of The Lower Limbs During Sprinting in Elite Soccer Players*, *J Hum Kinet*, 2020, 75 239-245.
- [85] Ploeg, A.H., Miller, M., Dibbet, T.J., Holcomb, W.R., Berry, D.C., and O'Donoghue, J., *The Effects Of High Volume Aquatic Plyometric Training On Vertical Jump, Muscle Power, And Torque*, *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2010, 24 1.
- [86] Promsri, A., *Modulation of Lower-Limb Muscle Activity in Maintaining Unipedal Balance According to Surface Stability, Sway Direction, and Leg Dominance*, *Sports*, 2022, 10(10), 155.
- [87] Ramirez-Campillo, R., Álvarez, C., García-Hermoso, A., Ramírez-Vélez, R., Gentil, P., Asadi, A., Chaabene, H., Moran, J., Meylan, C., García-De-Alcaraz, A., Sanchez-Sanchez, J., Nakamura, F.Y., Granacher, U., Kraemer, W., and Izquierdo, M., *Methodological Characteristics and Future Directions for Plyometric Jump Training Research: A Scoping Review*, *Sports Medicine*, 2018, 48(5), 1059-1081.
- [88] Ramirez-Campillo, R., Alvarez, C., García-Pinillos, F., Sanchez-Sanchez, J., Yanci, J., Castillo, D., Loturco, I., Chaabene, H., Moran, J., and Izquierdo, M., *Optimal reactive strength index: is it an accurate variable to optimize plyometric training effects on measures of physical fitness in young soccer players?*, *J Strength Cond Res*, 2018, 32(4), 885-893.
- [89] Ramirez-Campillo, R., Andrade, D.C., Alvarez, C., Henríquez-Olguín, C., Martínez, C., Báez-Sanmartín, E., Silva-Urra, J., Burgos, C., and Izquierdo, M., *The effects of interset rest on adaptation to 7 weeks of explosive training in young soccer players*, *J Sports Sci Med*, 2014, 13(2), 287-96.
- [90] Ramirez-Campillo, R., Garcia-Pinillos, F., Chaabene, H., Moran, J., Behm, D.G., and Granacher, U., *Effects of Plyometric Jump Training on Electromyographic Activity and Its Relationship to Strength and Jump Performance in Healthy Trained and Untrained Populations: A Systematic Review of Randomized Controlled Trials*, *J Strength Cond Res*, 2021, 35(7), 2053-2065.
- [91] Ramirez-Campillo, R., Henriquez-Olguin, C., Burgos, C., Andrade, D.C., Zapata, D., Martinez, C., Alvarez, C., Baez, E.I., Castro-Sepulveda, M., Penailillo, L., and Izquierdo, M., *Effect of progressive volume-based overload during plyometric training on explosive and endurance performance in young soccer players*, *J Strength Cond Res*, 2015, 29(7), 1884-93.
- [92] Ramirez-Campillo, R., Moran, J., Chaabene, H., Granacher, U., Behm, D.G., García-Hermoso, A., and Izquierdo, M., *Methodological characteristics and future directions for plyometric jump training research: A scoping review update*, *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 2020, 30(6), 983-997.
- [93] Ramirez-Campillo, R., Moran, J., Oliver, J.L., Pedley, J.S., Lloyd, R.S., and Granacher, U., *Programming Plyometric-Jump Training in Soccer: A Review*, *Sports (Basel)*, 2022, 10(6), 94.
- [94] Rassier, D.E., MacIntosh, B.R., and Herzog, W., *Length dependence of active force*

- production in skeletal muscle*, Journal of Applied Physiology, 1999, 86(5), 1445-1457.
- [95] Rodríguez-Perea, Á., Jerez-Mayorga, D., García-Ramos, A., Martínez-García, D., and Chiroso Ríos, L.J., *Reliability and concurrent validity of a functional electromechanical dynamometer device for the assessment of movement velocity*, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology, 2021, 235(3), 176-181.
- [96] Rodríguez-Rosell, D., Pareja-Blanco, F., Aagaard, P., and González-Badillo, J.J., *Physiological and methodological aspects of rate of force development assessment in human skeletal muscle*, Clinical Physiology and Functional Imaging, 2018, 38(5), 743-762.
- [97] Roldán-Jiménez, C., Bennett, P., and Cuesta-Vargas, A.I., *Muscular Activity and Fatigue in Lower-Limb and Trunk Muscles during Different Sit-To-Stand Tests*, PLoS One, 2015, 10(10), e0141675.
- [98] Rosselli, M., Ermini, E., Tosi, B., Boddi, M., Stefani, L., Toncelli, L., and Modesti, P.A., *Gender differences in barriers to physical activity among adolescents*, Nutr Metab Cardiovasc Dis, 2020, 30(9), 1582-1589.
- [99] Rozzi, S.L., Lephart, S.M., and Fu, F.H., *Effects of muscular fatigue on knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female athletes*, J Athl Train, 1999, 34(2), 106-14.
- [100] Ryew, C.-C., Lee, A.-R., and Hyun, S.-H., *Effect of muscle mass asymmetric between upper and lower limbs on the postural stability and shock attenuation during landing*, Journal of Exercise Rehabilitation, 2019, 15(3), 488-492.
- [101] Saez-Saez de Villarreal, E., Requena, B., and Newton, R.U., *Does plyometric training improve strength performance? A meta-analysis*, J Sci Med Sport, 2010, 13(5), 513-22.
- [102] Salas, C., Cristi-Montero, C., Fan, Y., Durán, E., Labraña, A.M., Martínez, M.A., Leiva, A.M., Alvarez, C., Aguilar-Farías, N., Ramírez-Campillo, R., Martínez, X.D., Sanzana-Inzunza, R., and Celis-Morales, C., *[Being physically active modifies the detrimental effect of sedentary behavior on obesity and cardiometabolic markers in adults]*, Rev Med Chil, 2016, 144(11), 1400-1409.
- [103] Schaffer, J.E. and Sainburg, R.L., *Interlimb Responses to Perturbations of Bilateral Movements are Asymmetric*, Journal of Motor Behavior, 2021, 53(2), 217-233.
- [104] Schoenfeld, B.J., Ogborn, D., and Krieger, J.W., *Dose-response relationship between weekly resistance training volume and increases in muscle mass: A systematic review and meta-analysis*, J Sports Sci, 2017, 35(11), 1073-1082.
- [105] Seguin, R.C., Cudlip, A.C., and Holmes, M.W.R., *The Efficacy of Upper-Extremity Elastic Resistance Training on Shoulder Strength and Performance: A Systematic Review*, Sports, 2022, 10(2), 24.
- [106] Serra-Añó, P., Inglés, M., Espí-López, G.V., Sempere-Rubio, N., and Aguilar-Rodríguez, M., *Biomechanical and viscoelastic properties of the ankle muscles in men with previous history of ankle sprain*, Journal of Biomechanics, 2021, 115 110191.
- [107] Shukla, B., Bassement, J., Vijay, V., Yadav, S., and Hewson, D., *Instrumented Analysis of the Sit-to-Stand Movement for Geriatric Screening: A Systematic Review*, Bioengineering (Basel), 2020, 7(4).
- [108] Shukla, B.K., Jain, H., Vijay, V., Yadav, S.K., Mathur, A., and Hewson, D.J., *A Comparison of Four Approaches to Evaluate the Sit-to-Stand Movement*, IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2020, 28(6), 1317-1324.
- [109] Slimani, M., Chamari, K., Miarka, B., Del Vecchio, F.B., and Cheour, F., *Effects of Plyometric Training on Physical Fitness in Team Sport Athletes: A Systematic Review*, J Hum Kinet, 2016, 53 231-247.

- [110] Suchomel, T.J., Nimphius, S., Bellon, C.R., and Stone, M.H., *The Importance of Muscular Strength: Training Considerations*, Sports Medicine, 2018, 48(4), 765-785.
- [111] Tajdini, H., Mantashloo, Z., Thomas, A.C., Letafatkar, A., and Rossettini, G., *Inter-limb asymmetry of kinetic and electromyographic during walking in patients with chronic ankle instability*, Sci Rep, 2022, 12(1), 3928.
- [112] Tatlıcıoğlu, E., Atalağ, O., Kirmızıgil, B., Kurt, C., and Acar, M.F., *Side-to-side asymmetry in lower limb strength and hamstring-quadriceps strength ratio among collegiate American football players*, J Phys Ther Sci, 2019, 31(11), 884-888.
- [113] Taube, W., Leukel, C., and Gollhofer, A., *How Neurons Make Us Jump: The Neural Control of Stretch-Shortening Cycle Movements*, Exercise and Sport Sciences Reviews, 2012, 40(2).
- [114] Thivel, D., Tremblay, A., Genin, P.M., Panahi, S., Rivière, D., and Duclos, M., *Physical Activity, Inactivity, and Sedentary Behaviors: Definitions and Implications in Occupational Health*, Frontiers in public health, 2018, 6 288-288.
- [115] Thompson, B.J., Whitson, M., Sobolewski, E.J., and Stock, M.S., *The Influence of Age, Joint Angle, and Muscle Group on Strength Production Characteristics at the Knee Joint*, The Journals of Gerontology: Series A, 2017, 73(5), 603-607.
- [116] Torres-Banduc M, Ramirez-Campillo R, García-Pinillos F, García-Hermoso A, Moran J, and D., J.-M., *Effects of traditional strength training versus jump training on muscular fitness among physically inactive and sedentary young adults*, Open Sports Sciences Journal, 2020, 13(1), 12-19.
- [117] Torres-Banduc, M., Chiroso-Ríos, L., Chiroso-Ríos, I.J., and Jerez Mayorga, D., *Effects of different lower limb strengthening protocols on muscle activity, strength and power in sedentary and physically inactive subjects: a systematic review*, Nutr Hosp, 2024, 41(1), 202-211.
- [118] Torres-Banduc, M.A., Ramirez-Campillo, R., García-Pinillos, F., García-Hermoso, A., Moran, J., and Jerez-Mayorga, D., *Effects of Traditional Strength Training Versus Jump Training on Muscular Fitness among Physically Inactive and Sedentary Young Adults*, The Open Sports Sciences Journal, 2020, 13(1), 12-19.
- [119] Trevino, M., Perez, S., Sontag, S., Richardson, L., Olmos, A., and Jeon, S., *Influence of Pennation Angle and Muscle Thickness on Mechanomyographic Amplitude-Torque Relationships and Sex-Related Differences in the Vastus Lateralis*, J Funct Morphol Kinesiol, 2023, 8(2), 53.
- [120] Van Criekinge, T., Saeys, W., Halleman, A., Van De Walle, P., Vereeck, L., De Hertogh, W., and Truijen, S., *Age-related differences in muscle activity patterns during walking in healthy individuals*, Journal of Electromyography and Kinesiology, 2018, 41 124-131.
- [121] Vella, C.A., Michos, E.D., Sears, D.D., Cushman, M., Van Hollebeke, R.B., Wiest, M.M., and Allison, M.A., *Associations of Sedentary Behavior and Abdominal Muscle Density: The Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis*, Journal of physical activity & health, 2018, 15(11), 827-833.
- [122] Vidmar, M.F., Baroni, B.M., Michelin, A.F., Mezzomo, M., Lugokenski, R., Pimentel, G.L., and Silva, M.F., *Isokinetic eccentric training is more effective than constant load eccentric training for quadriceps rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized controlled trial*, Braz J Phys Ther, 2020, 24(5), 424-432.
- [123] Viir, R., Laiho, K., Kramarenko, J., and Mikkelsen, M., *REPEATABILITY OF TRAPEZIUS MUSCLE TONE ASSESSMENT BY A MYOMETRIC METHOD*, Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 2006, 06(02), 215-228.
- [124] Wang, J., Severin, A.C., Siddicky, S.F., Barnes, C.L., and Mannen, E.M., *Effect of movement speed on lower and upper body biomechanics during sit-to-stand-to-sit transfers: Self-*

- selected speed vs. fast imposed speed*, Hum Mov Sci, 2021, 77 102797.
- [125] Wdowski, M.M., Rosicka, K., and Hill, M., *Influence of lower-limb muscular and tendon mechanical properties and strength on countermovement jump performance*, The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness, 2022, 63(1).
- [126] Wernbom, M., Augustsson, J., and Thome, R., *The Influence of Frequency, Intensity, Volume and Mode of Strength Training on Whole Muscle Cross-Sectional Area in Humans*, Sports Medicine, 2007, 37(3), 225-264.
- [127] Whitcomb, E., Ortiz, O., Toner, J., and Kuruganti, U., *The bilateral limb deficit (BLD) phenomenon during leg press: a preliminary investigation into central and peripheral factors*, BMC Sports Sci Med Rehabil, 2021, 13(1), 89.
- [128] Wilkinson, T.J., Gore, E.F., Baker, L.A., and Smith, A.C., *Novel Assessment of Viscoelastic Skeletal Muscle Properties in Chronic Kidney Disease: Association with Physical Functioning*, Physiologia, 2023, 3(3), 451-460.
- [129] Wyon, M., Harris, J., Brown, D., and Clark, F., *Bilateral differences in peak force, power, and maximum plié depth during multiple grande jetés*, Med Probl Perform Art, 2013, 28(1), 28-32.
- [130] Zeng, C.Y., Zhang, Z.R., Tang, Z.M., and Hua, F.Z., *Benefits and Mechanisms of Exercise Training for Knee Osteoarthritis*, Front Physiol, 2021, 12 794062.
- [131] Zubac, D., Paravlić, A., Koren, K., Felicita, U., and Šimunič, B., *Plyometric exercise improves jumping performance and skeletal muscle contractile properties in seniors*, J Musculoskelet Neuronal Interact, 2019, 19(1), 38-49.

ANEXOS

Anexo1

El doctorando / *The doctoral candidate* [Maximiliano Torres Banduc] y los directores de la tesis / *and the thesis supervisor/s*: [Ignacio Chiroso Rios y Daniel Jerez Mayorga]

Garantizamos, al firmar esta tesis doctoral, que el trabajo ha sido realizado por el doctorando bajo la dirección de los directores de la tesis y hasta donde nuestro conocimiento alcanza, en la realización del trabajo, se han respetado los derechos de otros autores a ser citados, cuando se han utilizado sus resultados o publicaciones.

/

Guarantee, by signing this doctoral thesis, that the work has been done by the doctoral candidate under the direction of the thesis supervisor/s and, as far as our knowledge reaches, in the performance of the work, the rights of other authors to be cited (when their results or publications have been used) have been respected.

Lugar y fecha / *Place and date*:

Granada, Junio 2024

Director/es de la Tesis / *Thesis supervisor/s*:

Doctorando / *Doctoral candidate*:

CHIROSA
RIOS
IGNACIO
JESUS -
24271769F

Digitally signed
by CHIROSA RIOS
IGNACIO JESUS -
24271769F
Date: 2024.06.11
11:42:08 +02'00'

JEREZ
MAYORGA
DANIEL
ALEJANDRO -
Y6859882P

Firmado
digitalmente por
JEREZ MAYORGA
DANIEL ALEJANDRO
- Y6859882P
Fecha: 2024.06.11
11:36:45 +02'00'

Firma / Signed



Firma / Signed