



Comparación del nivel de actividad electromiográfica en diferentes ejercicios realizados en un dispositivo isoinercial

Autor: Carlos Enríquez González.

Tutor académico: Víctor Moreno Pérez y Francisco José Vera García.

Curso: 2024/2025.

Titulación: Máster en Rendimiento Deportivo y Salud.

Resumen: Las lesiones musculares del cuádriceps representan una proporción significativa de los trastornos físicos en el fútbol profesional, especialmente en movimientos de alta demanda como el golpeo de balón. En este contexto, el entrenamiento excéntrico ha ganado atención por su potencial preventivo, siendo los dispositivos isoinerciales una herramienta prometedora para inducir adaptaciones musculares específicas. El presente estudio tiene como objetivo comparar la actividad electromiográfica (EMG) del recto femoral (RF), vasto medial (VM) y vasto lateral (VL) del cuádriceps durante tres ejercicios (sentadilla, split y sentadilla lateral) realizados con un dispositivo isoinercial. La muestra está compuesta por estudiantes varones con experiencia previa en deportes de equipo. La investigación se estructura en dos sesiones: una de familiarización y determinación del pico de potencia concéntrica, y otra de recolección de datos EMG, incluyendo la medición de la máxima contracción voluntaria (MCV). La EMG fue registrada mediante un sistema inalámbrico siguiendo el protocolo SENIAM, y los ejercicios se ejecutaron bajo condiciones estandarizadas de carga y rango de movimiento. Se plantea como hipótesis que existirán diferencias significativas en la activación entre las distintas porciones del cuádriceps, tanto entre ejercicios como en comparación con la MCV. Este estudio pretende aportar evidencia específica sobre cómo varía la activación muscular del cuádriceps en función del tipo de ejercicio realizado en dispositivos isoinerciales, lo cual podría tener implicaciones en el diseño de programas de prevención de lesiones musculares en contextos deportivos.



Índice

1.	Introducción.....	1
2.	Materiales y Método	2
2.1.	Participantes	2
2.2.	Diseño del estudio	2
2.3.	Procedimiento.....	3
2.4.	Ejercicios	6
3.	Referencias	9



1. Introducción

El fútbol se considera el deporte más popular y practicado en el mundo, con más de 265 millones de personas (Herrero et al., 2014). Es bien sabido que la práctica del fútbol de forma regular puede aportar varios beneficios saludables, como mitigar de forma sustancial el riesgo de desarrollar hipertensión arterial, diabetes tipo 2 y osteopenia (Drawer & Fuller, 2002; Oja et al., 2015). Sin embargo, las elevadas exigencias físicas de la práctica del fútbol, junto con la exposición a contactos físicos, sitúan a los jugadores de fútbol de élite en un elevado riesgo de lesión (López-Valenciano et al., 2019).

Entre las lesiones más comunes en el fútbol, se encuentran las lesiones musculares del cuádriceps que representan el 19% del total de las lesiones musculares. De media, una lesión del cuádriceps representa el 5% del tiempo de baja deportiva (Ekstrand et al., 2011), motivo que conlleva consecuencias deportivas y económicas negativas para los equipos de fútbol.

Es bien sabido que el origen de las lesiones musculares es multifactorial y está determinada por la interacción de varios factores de riesgo modificables y no modificables (Mendiguchia et al., 2013). Entre los diferentes factores de riesgo se encuentra el déficit de la fuerza muscular del cuádriceps (Mendiguchia, et al 2013). Se ha descrito que las lesiones musculares se deben en gran medida a la superación de la tolerancia de la musculatura como consecuencia del incremento de la carga impuesta sobre tejido corporal. En este sentido, se han relacionado las acciones como golpeo de balón, sprint y cambio de dirección como las acciones desencadenantes de las lesiones musculares del cuádriceps (Pietsch et al., 2022). El gesto de golpeo del balón es una de las acciones más frecuentes en el fútbol (Pietsch et al., 2022). Esta ejecución repetitiva se realiza a gran velocidad, lo que genera un alto nivel de estrés sobre el cuádriceps, particularmente sobre el recto femoral (Orchard., 2001). Generalmente, la mayoría de las lesiones de esta musculatura ocurren durante la fase de preparación del golpeo, etapa en la que se requiere una elevada capacidad de fuerza excéntrica (Mendiguchia et al., 2013).

Por lo tanto, poseer unos niveles adecuados de fuerza de la musculatura del cuádriceps excéntrica, puede reducir la incidencia de lesiones musculares (Tesch et al., 2017). Recientemente se ha popularizado el uso de máquinas isoinerciales con el fin de poder aplicar el estímulo necesario al carácter excéntrico, estas máquinas permiten que se desarrollen fuerzas voluntarias máximas o submáximas en cada repetición (Berg et al., 1994). Este dispositivo permite generar una mayor producción de la fuerza muscular excéntrica que concéntrica, lo que indica que se pueden obtener mejores adaptaciones crónicas y respuestas agudas respecto a los métodos tradicionales (De Hoyo et al., 2015), así como producir adaptaciones específicas para las fibras musculares de contracción rápida (Hodyet al., 2019) y con un coste de energía menor en comparación con las contracciones concéntricas (Zamparo et al., 2015).

A pesar de que en la actualidad se han desarrollado numerosos estudios que analizan los beneficios del uso de dispositivos isoinerciales, todavía existe una carencia de investigaciones que evalúen cómo estos afectan específicamente a la activación muscular. En particular, varios estudios han analizado el nivel de activación de las distintas porciones del cuádriceps como son el recto femoral (RF), vasto medial (VM), vasto lateral (VL) y vasto intermedio (VI) mediante electromiografía durante la realización de ejercicios tanto en dispositivos isoinerciales como en sentadillas libres. Sin embargo,

en el presente estudio se ha utilizado el dispositivo isoinercial YoYo Multigym (YoYo Technology AB, Estocolmo, Suecia), el cual implica una mecánica de ejecución distinta: el sujeto se encuentra sentado sobre un asiento anclado a un sistema de desplazamiento, y al empujar con los pies contra una plataforma, el asiento se desliza sobre dicho sistema. Debido a esta configuración, el patrón de movimiento difiere significativamente del de una sentadilla libre, lo que podría influir en el patrón de activación muscular (Norrbrand et al., 2011). Esta diferencia en la ejecución subraya la necesidad de investigaciones que comparen directamente el nivel de activación muscular entre distintos tipos de ejercicios realizados con dispositivos isoinerciales, ya que actualmente no se dispone de estudios que aborden esta comparación de manera específica y sistemática.

El objetivo de esta investigación consistió en medir y comparar la actividad electromiográfica de la musculatura del cuádriceps en diferentes ejercicios (sentadilla, split y sentadilla lateral) realizados en un dispositivo isoinercial.

En esta investigación se plantearon las siguientes hipótesis: por un lado, se espera que los ejercicios isoinerciales de sentadilla, split y sentadilla lateral generarán diferencias significativas en la activación entre VM, VL y RF. Asimismo, la activación de estos músculos variará significativamente entre los diferentes ejercicios, reflejando la influencia de los distintos ángulos de flexión de rodilla y extensión de cadera en la activación muscular. Finalmente, se espera que la activación del cuádriceps en estos ejercicios sea significativamente menor en comparación con la observada durante la máxima contracción voluntaria (MCV) para cada músculo.

2. Materiales y Método

2.1. Participantes

9 estudiantes varones de la Universidad Miguel Hernández de Elche, principalmente del grado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, participaron voluntariamente en el estudio (media \pm DE; edad: 24.1 ± 2.89 años, estatura: 176 ± 8.87 m, masa corporal: 72.77 ± 7.37 kg). Como criterio de inclusión se exigía experiencia previa en el entrenamiento de deportes de equipo, principalmente fútbol. Se excluyó a cualquier persona que presentara alguna enfermedad o condición médica que pudiera influir en los resultados del estudio. No se aceptaron mujeres en la muestra. A los participantes se les indicó que evitaran actividades físicas de alta intensidad durante las 24 horas previas a la sesión experimental.

Previamente a la participación en el estudio, todos los participantes fueron informados del objetivo y procedimiento del estudio. Seguidamente, cada participante del estudio rellenó de forma voluntaria un consentimiento informado. Este presente estudio fue aprobado por el comité de ética de la Universidad Miguel Hernández (COIR: TFM.MRD.VMP.CEG.241114) y realizado de acuerdo con la última revisión de la declaración de Helsinki.

2.2. Diseño del estudio

En este estudio se realizaron dos sesiones (figura 1). La primera sesión se utilizó para conocer el pico de contracción concéntrica y para que los participantes se familiarizaran con los ejercicios en el dispositivo isoinercial. En la segunda sesión, inicialmente se calculó la máxima contracción voluntaria (MCV), y posteriormente se llevaron a cabo los tres ejercicios de medición (i.e. squat, split y squat lateral). La medición de la MCV se realizó para comparar principalmente el nivel de activación electromiográfica en la extremidad dominante de los músculos del muslo Recto Femoral (RF), Vasto Medial

(VM) y Vasto Lateral (VL) con el dispositivo isoinercial (Exxentric Kbox, Suecia). El orden de evaluación de los ejercicios fue asignado de manera aleatoria para cada participante mediante una estrategia de contrabalanceo.

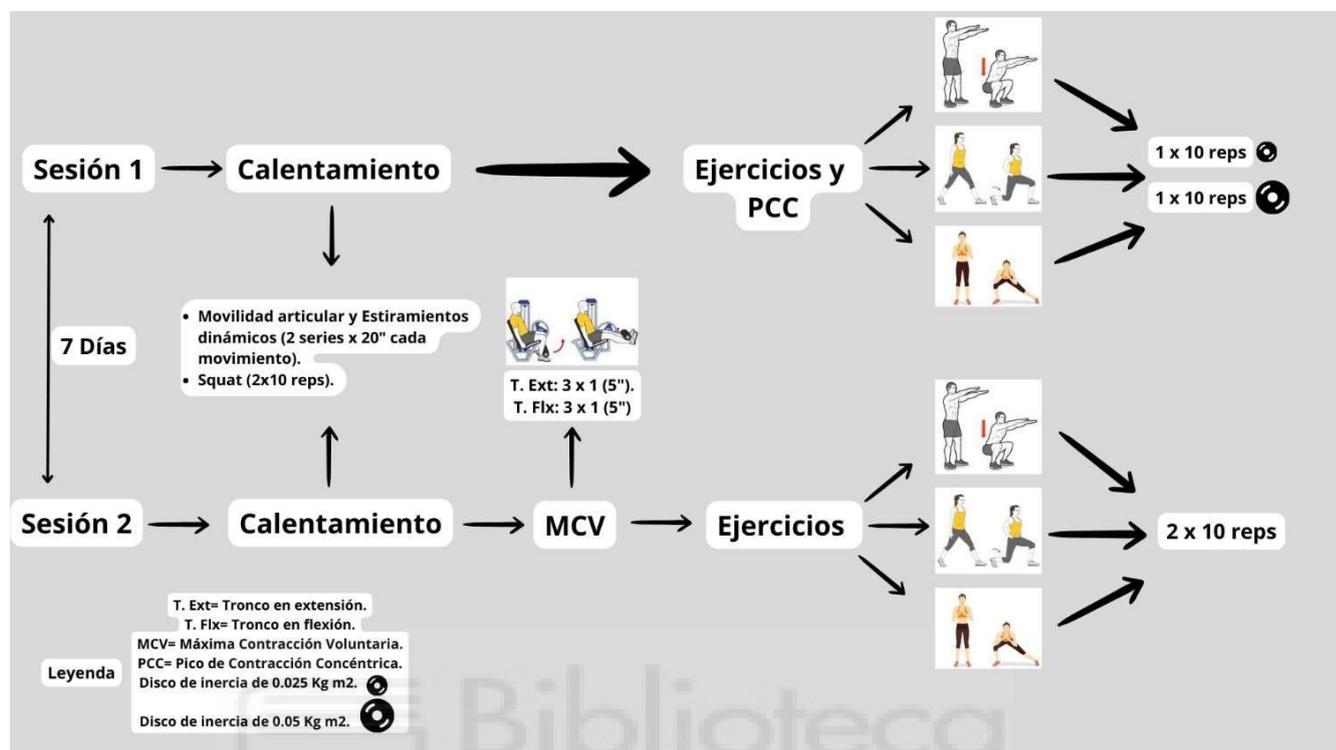


Figura 1. Diseño del estudio.

2.3. Procedimiento

El presente trabajo final de Máster se realizó en las instalaciones del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche durante el año 2025. Siete días antes del día de registro los participantes realizaron un calentamiento previo a la sesión de familiarización. El calentamiento consistió en la realización de 2 series de 20 segundos de ejercicios de movilidad articular (flexión-extensión de cadera, rodilla y tobillo) y estiramientos dinámicos centrados en la extremidad inferior (rotación de cadera a ambos lados, balanceos de pierna hacia adelante, hacia atrás y laterales). Para finalizar el calentamiento, se llevaron a cabo 2 series de 10 repeticiones del ejercicio squat sin carga adicional (Maroto Izquierdo et al., 2023). Seguidamente se realizó la sesión de familiarización, donde todos los participantes practicaron los tres ejercicios de evaluación (i.e., squat, split y squat lateral) en el dispositivo isoinercial (Exxentric Kbox, Suecia). Específicamente, los sujetos realizaron 2 series de 10 repeticiones de cada ejercicio, dejando un descanso de 3 minutos entre series y entre cada ejercicio, donde se utilizaron los discos de inercia de 0.025 kg m² y 0.05 kg m². Además, en esta primera sesión se aprovechó para conocer el pico de potencia concéntrica máxima de cada sujeto. El día de registro, previamente los participantes realizaron de nuevo un calentamiento de 10 minutos. Después del calentamiento, se inició con el procedimiento de electromiografía (EMG). Específicamente, se colocó un dispositivo electromiográfico inalámbrico para medir cada región muscular (RF, VM, VL). Seguidamente, se realizó una medición en el dispositivo Biodex System 4 Pro (Biodex, Inc., Shirley, New York) para conocer la MCV de las porciones del cuádriceps. A su finalización, realizaron los ejercicios en el dispositivo isoinercial con el disco de inercia correspondiente al pico de potencia concéntrica máxima de cada sujeto. En cada uno de los tres ejercicios, se realizaron 2 series de 10 repeticiones con tres minutos de descanso entre series y ejercicios diferentes, donde las 2 repeticiones

iniciales no se tuvieron en cuenta para el análisis posterior debido a que estas sirven para dar inercia al movimiento.

Se instruyó a los participantes para que no realizaran actividad física vigorosa las 48 horas anteriores a cada sesión del estudio.

Para la obtención de la MCV de las diferentes porciones del cuádriceps se utilizó el dispositivo Biodex system 4 pro (Biodex, Inc., Shirley, New York), estos datos son necesarios para comparar los niveles de activación EMG de los ejercicios realizados en el dispositivo isoinercial. En esta medición el cuerpo se colocó con la cadera en flexión a 90° , la rodilla se colocó para iniciar el movimiento a 90° de flexión.

Para la realización con la cadera en flexión (figura 2), los participantes fueron fijados mediante un cinturón a nivel de la cadera y dos cinturones en diagonal que van desde un hombro hasta la cadera contraria. Para la fijación de la altura y profundidad del asiento se determinó que el eje de la rodilla debía coincidir con el eje de rotación del isocinético. Para la altura de la fijación de la parte inferior de la pierna, se determinó que el límite inferior de la sujeción estuviera 3-4 cm por encima del maléolo medial del tobillo.

Se realizaron 3 series isométricas de 5 segundos, en la extremidad dominante, en las dos variantes de ejercicios (i.e., uno de ellos con la cadera en flexión a 90° y la otra con la cadera en extensión) (Flodin et al., 2022). Entre las series, se dejó un minuto de descanso.



Figura 2. Medición de la MCV en el dispositivo isocinético, medición de la MCV con la cadera en flexión de 90° .

El pico de potencia de contracción máxima se obtuvo con el dispositivo isoinercial. Para ello se utilizaron dos cargas, una de 0.025 kgm² y otra de 0.05 kgm². Los sujetos realizaron 2 series de 10 repeticiones. Mediante un encoder (SmartCoach, Suecia) integrado en la máquina isoinercial y a su vez, conectado a un ordenador, se obtuvo el valor de cada repetición realizada con cada disco de

inercia tanto en la fase concéntrica como excéntrica, de esta manera se pudo extraer el pico de potencia concéntrica máxima con el objetivo de que todos los sujetos realizaran los ejercicios en las mismas condiciones de homogeneidad el día de la toma de datos.

Los dispositivos electromiográficos utilizados pertenecían a la marca Noraxon Ultimum (Arizona, EEUU). Este dispositivo tiene una tasa de muestreo de 4000 Hz. Además, para la recogida de los datos de EMG, se utilizó mediante el programa informático “Noraxon MR3”. Los electrodos pertenecían a la marca Kendall al modelo H124SG (Cardinal Health, Inc., EEUU), son electrodos de 24 mm desechables con una adhesión rápida y con un conductor de hidrogel, el sensor es de Ag/AgCl. Los electrodos fueron colocados por pares en cada porción del cuádriceps (i.e., RF, VM, VL), a una distancia entre los centros de los electrodos de 2,4 cm. Para la colocación de estos dispositivos se siguió las indicaciones del protocolo “SENIAM” (Diamant et al., 2021), donde los dispositivos se colocaron orientados en la dirección de las fibras musculares. El origen para medir la localización de los dispositivos fue en las tres porciones del cuádriceps el mismo, en este caso es el borde palpable de la espina iliaca anterosuperior. Para el RF se midió desde el origen hasta el borde superior de la rótula y se colocó el dispositivo al 50% de esta distancia. En el caso del VM, se midió desde el origen hasta el espacio articular del borde anterior del ligamento medial, el dispositivo se colocó al 80% de esta distancia. En el caso del VL, se midió desde el origen hasta el borde lateral de la rótula, colocando el dispositivo a 2/3 de esta distancia.

Previamente a la colocación de los electrodos, la piel se preparó limpiándose con alcohol isopropílico 96%, para la posterior afeitación de las áreas de adhesión de los electrodos, los dispositivos fueron fijados con cinta adhesiva para asegurar su sujeción (figura 3).



Figura 3. Colocación de EMG.

2.4. Ejercicios

Los participantes recibieron instrucciones para que, durante la fase concéntrica del ejercicio realizado en el dispositivo inercial, debían realizarlo a la máxima velocidad posible, mientras que la fase excéntrica, se les indicó que resistieran el comienzo de esta, e ir incrementando a medida que avanza esta fase, realizando al final una contracción excéntrica concentrada al final del rango de movimiento. Los participantes recibieron en cada acción estímulos verbales de ánimo por parte del personal. El dispositivo isoinericial fue anclado a una plataforma para evitar cualquier movimiento durante la realización de los ejercicios. Los participantes se colocaron un cinturón, al cual se enganchaba la correa del dispositivo isoinericial. Esta correa tenía que estar correctamente alineada y tensada en el inicio del movimiento. Para estandarizar el Rango De Movimiento en todos los participantes, se colocó una cinta elástica detrás la cual estaba unida a dos extremos. La cinta se colocó a la altura que donde coincidía con los 90º grados de flexión de rodilla, así, marcaba el final de la fase excéntrica y el inicio de la fase concéntrica del movimiento.

Squat

Los participantes se colocaron en el dispositivo en posición de bipedestación, donde la anchura de los pies equivalía a la distancia entre los bordes externos de los deltoides laterales, medida en posición de bipedestación relajada. Para ello se midió esta distancia y se colocaron marcas de referencia en la plataforma isoinericial. Los participantes se ayudaban de sus extremidades superiores para acompañar el movimiento, la posición inicial partió con las rodillas completamente extendidas, mientras que la posición final finalizaba a los 90º grados de flexión de rodilla (figura 4).



Figura 4. Ilustración ejercicio squat realizado en dispositivo inercial. A) Fase inicial. B) Fase final.

Split

Para este ejercicio, el participante se dispuso en posición de bipedestación en el dispositivo, con una distancia entre extremidades correspondiente a las dimensiones del dispositivo (88x40x23 cm). Para ello, se partió con la extremidad dominante anteriorizada, (i.e., la cual posee los dispositivos electromiográficos). Para mejorar la estabilización durante la ejecución del ejercicio, el dispositivo fue colocado de manera lateral a un soporte. Se autorizó a los sujetos para que apoyaran únicamente la yema de los dedos sobre el soporte, con el objetivo de proporcionar una sensación de mayor estabilidad y seguridad, sin comprometer la ejecución del movimiento ni generar una asistencia significativa en la realización del ejercicio. La posición de inicio se determinó con la extensión completa de la pierna anteriorizada, la posición final se fijó con el punto que coincide con los 90º grados de flexión de la pierna adelantada (figura 5).



Figura 5. Ilustración ejercicio split realizado en dispositivo inercial. A) Fase inicial. B) Fase final.

Squat lateral

El participante se colocó en posición de bipedestación, colocando la extremidad dominante sobre el dispositivo y la pierna no dominante fuera del mismo.

El participante utilizaba sus extremidades superiores para acompañar el movimiento con una ligera rotación del tronco.

La posición de inicio se determinó con la extensión completa de la rodilla dominante, la posición final se determinó con los 90º grados de flexión de la pierna dominante (figura 6).

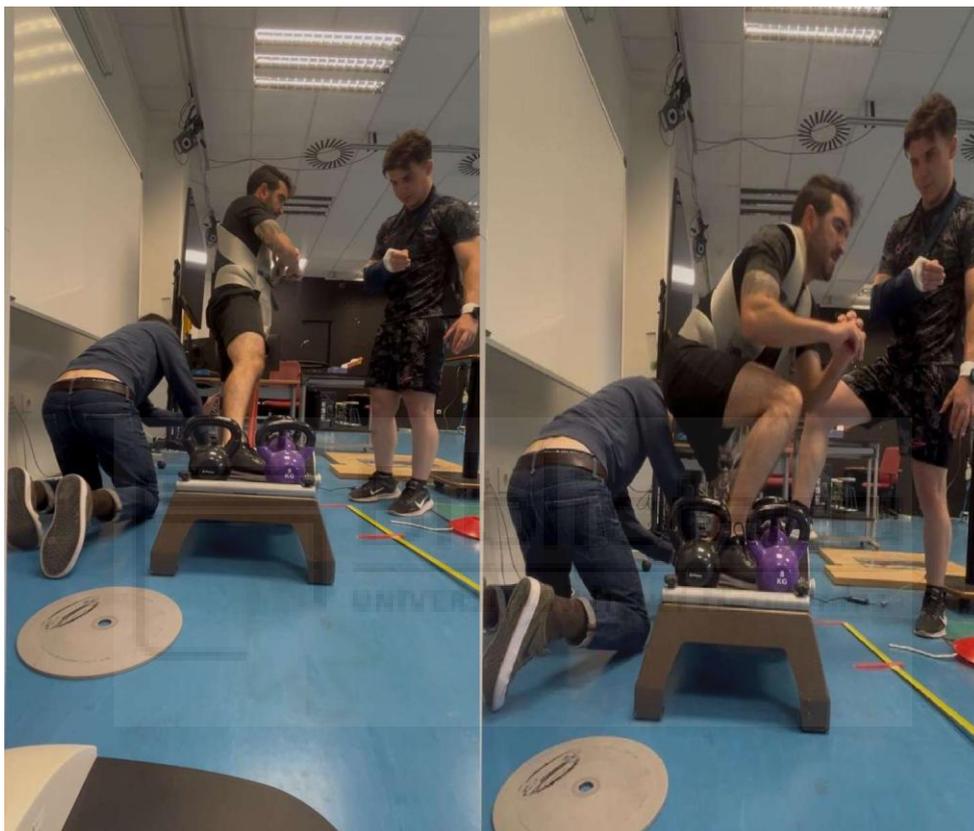


Figura 6. Ilustración ejercicio squat lateral realizado en dispositivo inercial. A) Fase inicial. B) Fase final.

3. Referencias:

Beato, M., McErlain-Naylor, S. A., Halperin, I., & Dello Iacono, A. (2020). Current evidence and practical applications of flywheel eccentric overload exercises as postactivation potentiation protocols: A brief review. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 15(2), 154-161. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2019-0476>

Bengtsson, H., Ekstrand, J., Waldén, M., & Hägglund, M. (2018). Muscle injury rate in professional football is higher in matches played within 5 days since the previous match: A 14-year prospective study with more than 130 000 match observations. *British Journal of Sports Medicine*, 52(17), 1116-1122. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097399>

Berg, H. E., & Tesch, A. (1994). A gravity-independent ergometer to be used for resistance training in space. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 65(8), 752-756.

Carroll, K. M., Wagle, J. P., Sato, K., Taber, C. B., Yoshida, N., Bingham, G. E., & Stone, M. H. (2019). Characterising overload in inertial flywheel devices for use in exercise training. *Sports Biomechanics*, 18(4), 390-401. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1433715>

De Hoyo, M., Pozzo, M., Sañudo, B., Carrasco, L., Gonzalo-Skok, O., Domínguez-Cobo, S., & Morán-Camacho, E. (2015). Effects of a 10-week in-season eccentric-overload training program on muscle-injury prevention and performance in junior elite soccer players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10(1), 46-52. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0547>

Diamant, W., Geisler, S., Havers, T., & Knicker, A. (2021). Comparison of EMG activity between single-leg deadlift and conventional bilateral deadlift in trained amateur athletes – An empirical analysis. *International Journal of Exercise Science*, 14(1), 187-201. <https://doi.org/10.70252/MVFY4610>

Drawer, S., & Fuller, C. W. (2002). Evaluating the level of injury in English professional football using a risk-based assessment process. *British Journal of Sports Medicine*, 36(6), 446-451. <https://doi.org/10.1136/bjsem.36.6.446>

Ekstrand, J., Hägglund, M., & Waldén, M. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *The American Journal of Sports Medicine*, 39(6), 1226-1232. <https://doi.org/10.1177/0363546510395879>

Flodin, J., Mikkelsen, C., & Ackermann, P. W. (2022). Knee extensor force production and discomfort during neuromuscular electrical stimulation of quadriceps with and without gluteal muscle co-stimulation. *European Journal of Applied Physiology*, 122(6), 1521-1530. <https://doi.org/10.1007/s00421-022-04949-9>

Fyfe, J. J., Opar, D. A., Williams, M. D., & Shield, A. J. (2013). The role of neuromuscular inhibition in hamstring strain injury recurrence. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(3), 523-530. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.12.006>

Green, B., Bourne, M. N., van Dyk, N., & Pizzari, T. (2020). Recalibrating the risk of hamstring strain injury (HSI): A 2020 systematic review and meta-analysis of risk factors for index and recurrent hamstring strain injury in sport. *British Journal of Sports Medicine*, 54(18), 1081-1088. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-100983>

Herrero, H., Salinero, J. J., & Del Coso, J. (2014). Injuries among Spanish male amateur soccer players: A retrospective population study. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(1), 78-85. <https://doi.org/10.1177/0363546513507767>

Hody, S., Croisier, J. L., Bury, T., Rogister, B., & Leprince, P. (2019). Eccentric muscle contractions: Risks and benefits. *Frontiers in Physiology*, 10, 536. <https://doi.org/10.3389/fphys.2019.00536>

Ingersoll, C. D., Grindstaff, T. L., Pietrosimone, B. G., & Hart, J. M. (2008). Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. *Clinics in Sports Medicine*, 27(3), 383-vii. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2008.03.004>

Kvist, J., Ek, A., Sporrstedt, K., & Good, L. (2005). Fear of re-injury: A hindrance for returning to sports after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 13(5), 393-397. <https://doi.org/10.1007/s00167-004-0591-8>

López-Valenciano, A., Ruiz-Pérez, I., García-Gómez, A., Vera-García, F. J., De Ste Croix, M., Myer, G. D., & Ayala, F. (2020). Epidemiology of injuries in professional football: A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 54(12), 711-718. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099577>

Maroto-Izquierdo, S., Nosaka, K., Alarcón-Gómez, J., & Martín-Rivera, F. (2023). Validity and reliability of inertial measurement system for linear movement velocity in flywheel squat exercise. *Sensors*, 23(4), 2193. <https://doi.org/10.3390/s23042193>

Mendiguchia, J., Alentorn-Geli, E., Idoate, F., & Myer, G. D. (2013). Rectus femoris muscle injuries in football: A clinically relevant review of mechanisms of injury, risk factors and preventive strategies. *British Journal of Sports Medicine*, 47(6), 359-366. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091250>

Norrbrand, L., Tous-Fajardo, J., Vargas, R., & Tesch, P. A. (2011). Quadriceps muscle use in the flywheel and barbell squat. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 82(1), 13-19. <https://doi.org/10.3357/asem.2867.2011>

Oja, P., Titze, S., Kokko, S., Kujala, U. M., Heinonen, A., Kelly, P., Koski, P., & Foster, C. (2015). Health benefits of different sport disciplines for adults: Systematic review of observational and intervention studies with meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 49(7), 434-440. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093885>

Orchard, J. W. (2001). Intrinsic and extrinsic risk factors for muscle strains in Australian football. *The American Journal of Sports Medicine*, 29(3), 300-303. <https://doi.org/10.1177/03635465010290030801>

Piqueras-Sanchiz, F., Sabido, R., Raya-González, J., Madruga-Parera, M., Romero-Rodríguez, D., Beato, M., de Hoyo, M., Nakamura, F. Y., & Hernández-Davó, J. L. (2020). Effects of different inertial load settings on power output using a flywheel leg curl exercise and its inter-session reliability. *Journal of Human Kinetics*, 74, 215-226. <https://doi.org/10.2478/hukin-2020-0029>

Pietsch, S., & Pizzari, T. (2022). Risk factors for quadriceps muscle strain injuries in sport: A systematic review. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 52(6), 389-400. <https://doi.org/10.2519/jospt.2022.10870>

Prodromos, C. C., Han, Y., Rogowski, J., Joyce, B., & Shi, K. (2007). A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury-reduction regimen. *Arthroscopy*, 23(12), 1320-1325.e6. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2007.07.003>

Shea, K. G., Pfeiffer, R., Wang, J. H., Curtin, M., & Apel, P. J. (2004). Anterior cruciate ligament injury in pediatric and adolescent soccer players: An analysis of insurance data. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 24(6), 623-628. <https://doi.org/10.1097/00004694-200411000-00005>

Sousa, A., Figueiredo, P., Zamparo, P., Pyne, D. B., Vilas-Boas, J. P., & Fernandes, R. J. (2015). Exercise modality effect on bioenergetical performance at V_O₂max intensity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 47(8), 1705-1713. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000580>

Szymiski, D., Achenbach, L., Zellner, J., Weber, J., Koch, M., Zeman, F., Huppertz, G., Pfeifer, C., Alt, V., & Krutsch, W. (2022). Higher risk of ACL rupture in amateur football compared to professional football: 5-year results of the "Anterior Cruciate Ligament-Registry in German Football". *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 30(5), 1776-1785. <https://doi.org/10.1007/s00167-021-06737-y>

Tesch, P. A., Fernandez-Gonzalo, R., & Lundberg, T. R. (2017). Clinical applications of iso-inertial, eccentric-overload (YoYo™) resistance exercise. *Frontiers in Physiology*, 8, 241. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00241>

Timmins, R. G., Bourne, M. N., Hickey, J. T., Maniar, N., Tofari, P. J., Williams, M. D., & Opar, D. A. (2017). Effect of prior injury on changes to biceps femoris architecture across an Australian Football League season. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 49(10), 2102-2109. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001333>