UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE

ANÁLISIS ELECTROMIOGRÁFICO DE LA
COACTIVACIÓN DE CUÁDRICEPS E ISQUIOTIBIALES EN
JUGADORES DE FÚTBOL

TESIS DOCTORAL

GONZALO TORRES MÁRQUEZ

Graduado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

Máster en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

2020

DEPARTAMENTO DE SALUD Y RENDIMIENTO HUMANO

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL
DEPORTE

ANÁLISIS ELECTROMIOGRÁFICO DE LA
COACTIVACIÓN DE CUÁDRICEPS E ISQUIOTIBIALES EN
JUGADORES DE FÚTBOL

Autor:

GONZALO TORRES MÁRQUEZ

Graduado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

Máster en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

Director:

ENRIQUE NAVARRO CABELLO

Doctor en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

2020

TRIBUNAL DE LA TESIS

Tribunal nombrado por el Mgífico. y Excmo. Sr. Rector de la Universidad Politécnica de Madrid el día,

PRESIDENTE D. /Dña. _____

VOCAL D. /Dña. _____

VOCAL D. /Dña. _____

VOCAL D. /Dña. _____

SECRETARIO/A D. /Dña. _____

Realizado el acto de defensa y lectura de la Tesis el día, _____

en _____

CALIFICACIÓN _____

EL PRESIDENTE

EL SECRETARIO

LOS VOCALES

AGRADECIMIENTOS

Gracias al apoyo de la Universidad Politécnica de Madrid se ha podido realizar esta investigación que se ha llevado a cabo durante cuatro intensos años. Gracias también al Club Rayo Vallecano de Madrid y a la persona que hizo posible este estudio, Víctor Paredes. Gracias al Club Atlético de Madrid por dejarnos hacer el estudio con sus jugadores.

A Enrique Navarro, por enseñarme todo lo que sé sobre Biomecánica e investigación en general. Allá por el 2014 nos conocimos cuando fui a pedirte si podías ser mi tutor de Trabajo Fin de Grado, y desde entonces hemos compartido muchos momentos juntos. Gracias por guiarme durante estos años. Tienes que estar muy orgulloso del éxito de tus doctorandos, casi todos ellos trabajando en sitios muy importantes del panorama científico-deportivo, es la mejor muestra de tu calidad.

A mis compañeros de laboratorio, y aquí me quiero detener, ya que ellos son el alma del laboratorio de Biomecánica. A Archit Navandar, por ayudarme siempre que lo he necesitado, gran parte del éxito en la producción de artículos ha sido gracias a ti. A Javier Rueda, se podría definir como la persona que sabe hacer absolutamente de todo, muchas gracias Javier por ayudarme y enseñarme tantas cosas. A David Chorro, con el que he compartido la mayoría de años de investigación, tú y yo sabemos lo que nos ha costado llegar a este momento, todo esfuerzo tiene su recompensa. A Carlos García, compañero que ya no está en el laboratorio pero que dejó huella y que afortunadamente seguimos manteniendo el contacto. Nunca olvidaré ese primer día que me explicaste los filtros de la electromiografía, mi cabeza ardía.

A Rubén Barakat, que me ha ayudado siempre que lo he necesitado dando la cara por mí y defendiendo lo mejor posible mis intereses, gracias de verdad. Es una alegría que los alumnos de la UPM cuenten con representantes como tú.

A mis padres, por darme todas las facilidades a la hora de estudiar. Es el mejor legado que me han podido dejar, y tienen que estar muy orgullosos de lo que han hecho. Gracias por apoyarme en todas las decisiones que he ido tomado, por complicadas que fueran. Gracias también a mi hermana, por apoyarme en todo.

Gracias a Nathalie, por aguantarme durante todo este proceso, has sido un pilar básico para que la tesis saliera adelante.

*Lograr aquello que has soñado te hace feliz, pero sobre todo, te
hace feliz recordar el esfuerzo empleado para lograrlo.*

Rafael Nadal

ABREVIATURAS

- **BF:** Bíceps Femoral
- **CVIM:** Contracción Voluntaria Isométrica Máxima
- **EMG:** Electromiografía
- **I/C:** Ratio Isquiotibiales Cuádriceps
- **LCA:** Ligamento Cruzado Anterior
- **RF:** Recto Femoral
- **RMS:** Root Mean Square
- **SM:** Semimembranoso
- **ST:** Semitendinoso
- **UM:** Unidad Motora
- **VL:** Vasto Lateral
- **VM:** Vasto Medial

GLOSARIO

- **Crosstalk:** cuando se trabaja con señales, el término de crosstalk hace referencia al registro de una señal que distorsiona nuestra medición.
- **Fatiga:** cansancio que se experimenta después de un intenso y continuado esfuerzo físico.
- **Inervar:** transmitir estímulos nerviosos a una zona del organismo.
- **Máquinas Isocinéticas:** son máquinas para registrar la fuerza ejercida por determinados grupos musculares, generalmente se usan para medir la pierna de cuádriceps e isquiotibiales. La máquina mantiene una velocidad constante en todo momento.
- **Sinergia:** participación activa y concertada de varios órganos para realizar su función.

ÍNDICE

TRIBUNAL DE LA TESIS.....	V
AGRADECIMIENTOS.....	VII
ABREVIATURAS	XI
GLOSARIO.....	XIII
ÍNDICE.....	XV
ÍNDICE DE TABLAS.....	XXI
ÍNDICE DE FIGURAS	XXIII
RESUMEN	XXVII
ABSTRACT	XXXI
I. INTRODUCCIÓN	35
1.1 Lesiones en el fútbol.....	39
1.2 Recuerdo anatómico	42
1.3 Mecanismo de producción de la lesión de isquiotibiales	45
1.3.1 Modelo tradicional.....	45
1.3.2 Modelo con tecnología ultrasonido	48
1.3.3 Modelo biomecánico	49
1.4 Factores de riesgo de la lesión de isquiotibiales.....	51
1.4.1 Efecto de una lesión previa de isquiotibiales	54
1.5 Desequilibrios musculares. Ratio Isquiotibiales / Cuádriceps.....	57
1.6 Breve introducción a la electromiografía de superficie.....	60

1.6.1 Normalización mediante Contracción Voluntaria Isométrica Máxima	61
1.6.2 Normalización sin Contracción Voluntaria Isométrica Máxima	62
1.7 Valoración de los desequilibrios musculares mediante electromiografía de superficie	64
1.8 Prevención y rehabilitación de la lesión de isquiotibiales	72
1.8.1 Ejercicios de prevención y rehabilitación	73
1.8.2 Programas de prevención y rehabilitación	77
1.8.3 Intensidad de trabajo	79
1.8.4 Patrones de activación	80
1.9 Resumen del estado del arte. Carencias encontradas	83
II. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	85
2.1 Estudio 1: Actividad electromiográfica de cuádriceps e isquiotibiales durante la ejecución de los ejercicios de sentadilla búlgara y zancada en un equipo de fútbol profesional	88
2.1.1 Hipótesis	88
2.1.2 Objetivo	88
2.2 Estudio 2: Valoración de la coactivación isquiotibiales/cuádriceps sin el uso de Contracción Voluntaria Isométrica Máxima	89
2.2.1 Hipótesis	89
2.2.2 Objetivo	89
III. MATERIAL Y MÉTODOS	91
3.1 Diseño del estudio	93

3.1.1 Estudio 1: Actividad electromiográfica de cuádriceps e isquiotibiales durante la ejecución de los ejercicios de sentadilla búlgara y zancada en un equipo de fútbol profesional	93
3.1.2 Estudio 2: Valoración de la coactivación isquiotibiales/cuádriceps sin el uso de Contracción Voluntaria Isométrica Máxima	93
3.2 Participantes	94
3.2.1 Sujetos del Estudio 1: Actividad electromiográfica de cuádriceps e isquiotibiales durante la ejecución de los ejercicios de sentadilla búlgara y zancada en un equipo de fútbol profesional	94
3.2.2 Sujetos del Estudio 2: Valoración de la coactivación isquiotibiales/cuádriceps sin el uso de Contracción Voluntaria Isométrica Máxima	94
3.3 Criterios de inclusión y exclusión del estudio	95
3.4 Registro de datos	96
3.5 Localización de los músculos	97
3.6 Procedimiento	99
3.6.1 Calentamiento	99
3.6.2 Ejercicios	100
3.7 Registro electromiográfico	103
3.8 Tratamiento de los datos	105
3.9 Normalización de la señal	109
3.9.1 Estudio 1: Actividad electromiográfica de cuádriceps e isquiotibiales durante la ejecución de los ejercicios de sentadilla búlgara y zancada en un equipo de fútbol profesional	109

3.9.2 Estudio 2: Valoración de la coactivación isquiotibiales/cuádriceps sin el uso de Contracción Voluntaria Isométrica Máxima	109
3.10 Análisis estadístico	110
IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	111
4.1 Resultados Estudio 1: Actividad electromiográfica de cuádriceps e isquiotibiales durante la ejecución de los ejercicios de sentadilla búlgara y zancada en un equipo de fútbol profesional.....	113
4.1.1 Efecto pierna.....	113
4.1.2 Efecto ejercicio	114
4.1.3 Efecto músculo	119
4.2 Resultados Estudio 2: Valoración de la coactivación isquiotibiales/cuádriceps sin el uso de Contracción Voluntaria Isométrica Máxima	122
4.2.1 Efecto pierna.....	122
4.2.2 Patrón de activación intramuscular.....	123
4.2.3 Activación eléctrica durante las fases del ejercicio	128
4.2.4 Ratio isquiotibial (BF + ST) / cuádriceps (RF + VM + VL).	133
V. CONCLUSIONES.....	139
5.1 Conclusiones generales.....	141
5.2 Conclusiones Estudio 1: Actividad electromiográfica de cuádriceps e isquiotibiales durante la ejecución de los ejercicios de sentadilla búlgara y zancada en un equipo de fútbol profesional.....	143
5.3 Conclusiones Estudio 2: Valoración de la coactivación isquiotibiales/cuádriceps sin el uso de Contracción Voluntaria Isométrica Máxima	144

VI. LIMITACIONES DEL ESTUDIO.....	145
VII. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN.....	149
VIII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	153
IX. ANEXOS.....	203

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Frecuencia de recaída, mostrado en porcentaje respecto al total de jugadores con lesión previa.....	41
Tabla 2. Ratios I/C de diferentes estudios, sin CVIM.....	65
Tabla 3. Ratios I/C de diferentes estudios, con CVIM.....	65
Tabla 4. Localización de los sensores siguiendo las indicaciones del protocolo de SENIAM.....	97
Tabla 5. Especificaciones de los sensores	104
Tabla 6. Media, Desviación Típica e Intervalo de Confianza (95 %) del RMS % de cada músculo respecto a su Contracción Voluntaria Isométrica Máxima	115
Tabla 7. Media, Desviación Típica e Intervalo de Confianza (95 %) del RMS % de cuádriceps e isquiotibiales respecto a su Contracción Voluntaria Isométrica Máxima y el ratio I/C.....	115
Tabla 8. Media, Desviación Típica e Intervalo de Confianza (95 %) del porcentaje de activación de cada músculo, respecto del total del grupo muscular.....	124
Tabla 9. Media y Desviación Típica del ratio I/C en los 3 ejercicios en cada una de las fases	134

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Porcentaje de lesiones de isquiotibiales, media de días lesionados y coste estimado por cada lesión.....	41
Figura 2. Bíceps femoral, semitendinoso y semimembranoso. Extraído de https://www.ugr.es/~dlcruz/	42
Figura 3. Momento de mayor elongación de los isquiotibiales en la carrera. Adaptado de Guex and Millet (2013)	46
Figura 4. Porcentaje de activación de los isquiotibiales respecto a su CVIM a diferentes velocidades (Higashihara et al., 2010)	47
Figura 5. Velocidad de onda del bíceps femoral a diferentes velocidades de carrera (Martin et al., 2018).....	49
Figura 6. Modelo biomecánico de la lesión de isquiotibiales. Adaptado de Navarro et al. (2015)	49
Figura 7. Factores no modificables por el sujeto. Adaptado de Pizzari et al. (2020).....	53
Figura 8. Factores modificables por el sujeto. Adaptado de Pizzari et al. (2020).....	54
Figura 9. Ratio en las diferentes fases de golpeo. Adaptado de (Brophy et al., 2007)...	67
Figura 10. Ejercicio nórdico (Van der Horst et al., 2015)	75
Figura 11. Características de la muestra.....	94
Figura 12. Laboratorio de biomecánica en INEF	96
Figura 13. Localización de los sensores en los músculos medidos en el estudio. El punto amarillo representa el punto exacto donde se coloca el electrodo.....	98
Figura 14. Protocolo de calentamiento	100
Figura 15. Ejecución del ejercicio de zancada	101
Figura 16. Ejecución del ejercicio de sentadilla búlgara	101

Figura 17. Ejecución del ejercicio de sentadilla	102
Figura 18. Electromiógrafo utilizado.....	103
Figura 19. Proceso de registro de la señal electromiográfica, adaptado de Caballero, Duque, Ceballos, Ramirez, and Peláez (2002)	103
Figura 20. Representación de la actividad eléctrica filtrada en las 5 repeticiones de la sentadilla búlgara.....	105
Figura 21. Representación del Root Mean Square en las 5 repeticiones de la sentadilla búlgara	105
Figura 22. Representación de la activación muscular del RF (azul) respecto de la activación del cuádriceps (naranja). F1=inicio de la bajada; F2=fin de la bajada e inciiio de fase isométrica; F3= fin de la fase isométrica e inicio de la subida;F4=fin de la subida	106
Figura 23. Representación de la activación muscular del VM (azul) respecto de la activación del cuádriceps (naranja). F1=inicio de la bajada; F2=fin de la bajada e inicio de fase isométrica; F3= fin de la fase isométrica e inicio de la subida; F4=fin de la subida	107
Figura 24. Representación de la activación muscular del VL (azul) respecto de la activación del cuádriceps (naranja). F1=inicio de la bajada; F2=fin de la bajada e inicio de fase isométrica; F3= fin de la fase isométrica e inicio de la subida; F4=fin de la subida	107
Figura 25. Representación de la activación muscular del BF (azul) respecto de la activación de los isquiotibiales (naranja). F1=inicio de la bajada; F2=fin de la bajada e inicio de fase isométrica; F3= fin de la fase isométrica e inicio de la subida; F4=fin de la subida.....	108

Figura 26. Representación de la activación muscular del ST (azul) respecto de la activación de los isquiotibiales (naranja). F1=inicio de la bajada; F2=fin de la bajada e inicio de fase isométrica; F3= fin de la fase isométrica e inicio de la subida; F4=fin de la subida.....	108
Figura 27. Patrón de activación de cada músculo en cada ejercicio.....	125
Figura 28. Activación medio de cada músculo en la Sentadilla Búlgara	129
Figura 29. Activación medio de cada músculo en la zancada	130
Figura 30. Activación medio de cada músculo en la sentadilla.....	131
Figura 31. Ratio sentadilla búlgara en las 3 fases	134
Figura 32. Ratio zancada en las 3 fases	135
Figura 33. Ratio sentadilla en las 3 fases	136

RESUMEN

Introducción. Se producen entre 6,4 y 25,9 lesiones por cada mil horas de juego. De ese total de lesiones, un 12 % se sitúan en la musculatura isquiotibial. La mayoría de autores coinciden en que la lesión de isquiotibiales se produce en deportes donde hay un requerimiento alto de velocidad, y más concretamente en la última fase de balanceo. Los factores de riesgo de la lesión de isquiotibiales son numerosos, aunque la mayoría de estudios afirman que el haber tenido una lesión previa en la misma musculatura es el principal. Dentro del resto de factores que también afectan a la lesión de isquiotibiales, el ratio entre la musculatura isquiotibial y el cuádriceps, ha suscitado un enorme interés a lo largo de los años. Dicho ratio de fuerza, se venía midiendo con máquinas isocinéticas, pero debido a su alta exigencia se ha dejado de utilizar en equipos de fútbol profesionales y se ha sustituido por otras técnicas que aporten datos fiables y que se puedan usar en cualquier momento de la temporada, incluso con jugadores previamente lesionados. La electromiografía de superficie es una técnica no invasiva que permite el registro de la actividad eléctrica de cualquier músculo del cuerpo, en situaciones con una alta transferencia a momentos reales de juego. Además, la electromiografía de superficie permite usar diferentes tipos de normalización en función de las características y objetivos de la toma de datos, siendo el uso de una prueba de referencia máxima y la actividad total del músculo, las dos normalizaciones más usadas. Los ejercicios de sentadilla búlgara, zancada y sentadilla, han sido estudiados e incorporados en numerosos protocolos de prevención y rehabilitación. Por lo tanto, se sugiere que la validación de su uso con futbolistas podría aportar nuevas conclusiones para su futuro uso como útil en el diagnóstico de la lesión en futbolistas.

Objetivos. Se planteó un objetivo general del proyecto: desarrollar una herramienta, aplicada a la prevención y rehabilitación de la lesión de isquiotibiales en fútbol. El presente trabajo consta de dos estudios, con sus respectivos objetivos.

Estudio 1: Actividad electromiográfica de cuádriceps e isquiotibiales durante la ejecución de los ejercicios de sentadilla búlgara y zancada en un equipo de fútbol profesional.

- Analizar la coactivación de cuádriceps e isquiotibiales en ejercicios usados en la prevención y rehabilitación de la lesión de isquiotibiales mediante el uso de la Contracción Voluntaria Isométrica Máxima.

Estudio 2: Valoración de la coactivación isquiotibiales/cuádriceps sin el uso de Contracción Voluntaria Isométrica Máxima.

- Analizar la coactivación de cuádriceps e isquiotibiales en ejercicios usados en la prevención y rehabilitación de la lesión de isquiotibiales sin el uso de la Contracción Voluntaria Isométrica Máxima diferenciando las fases en cada uno de los ejercicios.

Material y Métodos. Se realizaron dos estudios, el primero de ellos con jugadores del Rayo Vallecano de Madrid SAD, B, con 17 jugadores. El segundo estudio se realizó con el equipo de fútbol Atlético de Madrid juvenil A, con 19 jugadores. En ambos estudios se registró la actividad eléctrica de cuádriceps e isquiotibiales por medio de electromiografía de superficie en los ejercicios de sentadilla búlgara y zancada para el estudio con el Rayo Vallecano, y sentadilla búlgara, zancada y sentadilla para el estudio con los futbolistas del Atlético de Madrid. Para el estudio con el Rayo Vallecano se usó una prueba de referencia máxima para normalizar los datos, sin embargo en el estudio con el Atlético de

Madrid se usó la activación total de cada músculo para normalizar los datos de cada vientre muscular.

Resultados. Estudio 1: Actividad electromiográfica de cuádriceps e isquiotibiales durante la ejecución de los ejercicios de sentadilla búlgara y zancada en un equipo de fútbol profesional. No se encontraron diferencias significativas entre ambas piernas. La activación muscular en los dos ejercicios propuestos (zancada y sentadilla búlgara) fue significativamente diferente (sentadilla búlgara > zancada). La activación del cuádriceps ($53,55 \pm 4,98$; $63,48 \pm 5,30$), como grupo muscular conjunto fue significativamente diferente entre los dos ejercicios y también los isquiotibiales ($18,90 \pm 1,43$; $25,98 \pm 1,97$). Dentro de cada ejercicio, también se encontraron diferencias significativas en la activación de cada vientre muscular tanto para la zancada como para la sentadilla búlgara (VM>VL>RF;ST>BF).

Estudio 2: Valoración de la coactivación isquiotibiales/cuádriceps sin el uso de Contracción Voluntaria Isométrica Máxima. Tanto el efecto principal del factor pierna como las diferencias en la activación intramuscular grupal entre pierna dominante y no dominante en cada fase del movimiento de cada músculo en los ejercicios analizados no fueron significativas. Se encontraron diferencias significativas en la activación muscular entre los diferentes músculos dentro del grupo muscular (cuádriceps e isquiotibiales) para cada uno de los ejercicios (VM>VL>RF;ST>BF). Se encontraron diferencias significativas en la actividad eléctrica (RMS) entre las fases y en los tres ejercicios (isométrica>concéntrica>excéntrica). No hubo diferencias significativas entre el ratio de la pierna dominante y la no dominante. No se encontraron diferencias significativas en el ratio entre ejercicios. Se encontraron diferencias significativas en el ratio para cada una

de las fases dentro de cada ejercicio. Sin embargo, no se encontraron diferencias en el efecto fase X ejercicio.

Conclusiones. Se ha desarrollado una metodología nueva que permite valorar el equilibrio muscular de forma fiable y que puede ser aplicada durante la temporada competitiva. Con la utilización de la prueba máxima de referencia se han encontrado ratios Isquiotibiales/Cuádriceps muy consistentes y cercanos a lo que otros autores han reportado. Por otro lado, también se han encontrado ratios de coactivación sin la normalización con prueba máxima. La no diferencia entre pierna, reafirma la idea de que a mayor nivel de juego, menores diferencias entre piernas. Se encontró el mismo patrón de activación con los dos tipos de normalizaciones de la señal, siendo el músculo que mayor activación tuvo en todos los ejercicios el vasto medial, seguido del vasto lateral y por último el recto femoral. En los isquiotibiales, el semitendinoso tuvo mayor porcentaje de activación que el bíceps femoral. En los 3 ejercicios propuestos (zancada, sentadilla búlgara y sentadilla) la fase isométrica fue la que mayor activación tuvo en el cuádriceps, seguida de la concéntrica o de subida y por última la excéntrica o fase de bajada. En los isquiotibiales, la fase concéntrica fue la que mayor activación tuvo.

Palabras Clave. Lesión de isquiotibiales, coactivación, prevención, rehabilitación, electromiografía.

ABSTRACT

Introduction. There are between 6.4 and 25.9 injuries per thousand hours of play. Of this total of injuries, 12% are located in the hamstrings. Most authors agree that hamstring injury occurs in sports where there is a high requirement for speed, and more specifically in the last phase of swinging. The risk factors for hamstring injury are numerous, although most studies state that having had a previous injury to the same muscle is the main one. Among the rest of the factors that also affect the hamstring injury, the ratio between the hamstring and the quadriceps muscles has raised enormous interest over the years. This ratio of strength had been measured with isokinetic machines, but due to its high demand has been discontinued in professional soccer teams and has been replaced by other techniques that provide reliable data and can be used at any time of the season, even with previously injured players. Surface electromyography is a non-invasive technique that allows the recording of the electrical activity of any muscle in the body, in situations with a high transference to real game moments. In addition, surface electromyography allows the use of different types of normalization depending on the characteristics and objectives of the data collection, being the use of a maximum reference test and total muscle activity the two most used normalizations. The Bulgarian squat, lunge and squat exercises have been studied and incorporated in numerous prevention and rehabilitation protocols. Therefore, it is suggested that the validation of their use with soccer players could provide new conclusions for their future use as a useful tool in the diagnosis of injury in soccer players.

Objectives. The general objective of the project was to develop a tool applied to the prevention and rehabilitation of hamstring injury in soccer. This work consists of two studies, with their respective objectives.

Study 1: Electromyographic activity of quadriceps and hamstrings of a professional football team during Bulgarian Squat and Lunge exercises.

- To analyze the coactivation of quadriceps and hamstrings in exercises used in the prevention and rehabilitation of hamstring injury through the use of Maximum Voluntary Isometric Contraction.

Study 2: Assessment of Hamstring: Quadriceps Coactivation without the Use of Maximum Voluntary Isometric Contraction.

- To analyze the coactivation of quadriceps and hamstrings in exercises used in the prevention and rehabilitation of hamstring injury without the use of Maximum Voluntary Isometric Contraction, differentiating the phases in each of the exercises.

Material and Methods. Two studies were carried out, the first one with players from the Rayo Vallecano de Madrid SAD, B, with 17 players. The second study was carried out with the Atletico de Madrid youth soccer team A, with 19 players. In both studies, the electrical activity of quadriceps and hamstrings was registered by means of Surface Electromyography in the Bulgarian squat and lunge exercises for the study with the Rayo Vallecano, and Bulgarian squat, lunge and squat for the study with the Atlético de Madrid soccer players. For the study with the Rayo Vallecano a maximum reference test was used to normalize the data, however in the study with the Atlético de Madrid the total activation of each muscle was used to normalize the data of each muscle belly.

Results. Study 1: Electromyographic activity of quadriceps and hamstrings of a professional football team during Bulgarian Squat and Lunge exercises. No significant differences were found between both legs. The muscle activation in the two proposed exercises (lunge and Bulgarian squat) was significantly different (Bulgarian squat >

lunge). The activation of the quadriceps (53.55 ± 4.98 ; 63.48 ± 5.30) as a joint muscle group was significantly different between the two exercises and also the hamstrings (18.90 ± 1.43 ; 25.98 ± 1.97). Furthermore, within each exercise, significant differences were found in the activation of each muscle belly for both the lunge and the Bulgarian squat ($VM > VL > RF; ST > BF$).

Study 2: Assessment of Hamstring: Quadriceps Coactivation without the Use of Maximum Voluntary Isometric Contraction. Both the main effect of the leg factor and the differences in intramuscular group activation between dominant and non-dominant leg in each phase of the movement of each muscle were not significant in the analyzed exercises. Significant differences in muscle activation between different muscles within the muscle group (quadriceps and hamstrings) were found for each of the exercises ($MV > VL > RF; ST > BF$). Significant differences were found in the electrical activity (RMS) between the phases and in the three exercises (isometric > concentric > eccentric). There were no significant differences between the ratio of the dominant and non-dominant leg. No significant differences were found in the ratio between exercises. Significant differences were found in the ratio for each of the phases within each exercise. However, no differences were found in the phase per exercise effect.

Conclusions. A new methodology has been developed to reliably assess muscle balance and it can be applied during the competitive season. With the use of the maximum reference test, very consistent hamstring/quadriceps ratios have been found, which are close to what other authors have reported. On the other hand, ratios of coactivation without normalization with maximum test have also been found. The lack of difference between legs reaffirms the idea that the higher the level of play, the lesser the difference between legs. The same activation pattern was found with both types of signal normalization, with the muscle that had the greatest activation in all exercises being the

vastus medialis, followed by the vastus lateralis and finally the rectus femoris. In the hamstrings, the semitendinosus had a higher percentage of activation than the biceps femoris. In the three exercises proposed (lunge, Bulgarian squat and squat) the isometric phase had the greatest activation in the quadriceps, followed by the concentric or upward phase and finally the eccentric or downward phase. In the hamstrings, the concentric phase was the one with the greatest activation.

Keywords. Hamstring injury, coactivation, prevention, rehabilitation, electromyography.

I. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

El fútbol es un deporte global, lo practican 240 millones de personas y existen 1,5 millones de clubs de fútbol en el mundo (Robertson & Giulianotti, 2006).

El fútbol moderno es un deporte con altas demandas para el aparato locomotor. Se han estudiado variables como la distancia recorrida por futbolistas en los partidos y muchos estudios coinciden en que los futbolistas que juegan en posiciones medias recorren entre 10 000 - 15 000 metros de media (Dawson, Hopkinson, Appleby, Stewart, & Roberts, 2004; Dellal et al., 2012), superando en muchos casos los 500 metros a velocidades superiores a 20 km/h (Malone, Solan, Collins, & Doran, 2016; Taylor, Wright, Dischiavi, Townsend, & Marmon, 2017).

El rendimiento en el fútbol depende de numerosos factores, tanto fisiológicos como biomecánicos o psicológicos, numerosos estudios han tratado de identificar lo mejor posible todos ellos para mejorar tanto el rendimiento como las lesiones (Di Salvo et al., 2007). Es complicado determinar la importancia de cada una de las variables, muchos estudios tratan de realizar test para incidir en todas ellas y mejorar el rendimiento, así como reducir el número de lesiones (Rosch et al., 2000).

La fuerza muscular y la potencia anaeróbica de las piernas son uno de los factores que afectan al fútbol (Paasuke, Ereline, & Gapeyeva, 2001). Si atendemos a la variable de la fuerza muscular en las piernas, hasta ahora se venía midiendo con máquinas isocinéticas, pero dichas máquinas presentan una serie de problemas y autores como Lehance, Binet, Bury, and Croisier (2009) han sugerido que los test isocinéticos no consiguen reflejar los aspectos funcionales de los movimientos en el fútbol. Consiguiendo medir la actividad muscular de los músculos que inciden mayoritariamente en los gestos deportivos en el fútbol, podremos mejorar el rendimiento en los futbolistas y también el proceso de

recuperación de una lesión (Bangsbo, Norregaard, & Thorso, 1991). Pese a la frecuente contradicción en la literatura, está asumido que la fuerza y el equilibrio muscular juegan un papel fundamental en las lesiones (Croisier, Ganteaume, & Ferret, 2005). Tras una lesión, un buen programa de fortalecimiento de la musculatura posterior del muslo es esencial, así como el trabajo de la coactivación del tren inferior en su conjunto.

1.1 Lesiones en el fútbol

A lo largo de los años se ha estudiado el número de lesiones en el fútbol tanto a nivel profesional o élite, como a nivel *amateur*: la mayoría de los autores afirman que se producen entre 6,4 y 25,9 lesiones por cada mil horas de juego y entre 3 y 7,5 por cada mil horas de entrenamiento (Arnason, Gudmundsson, Dahl, & Johannsson, 1996; Bollars et al., 2014; De Loes, 1995; Dvorak & Junge, 2000; Dvorak et al., 2000; Hägglund, Waldén, & Ekstrand, 2006; Hawkins & Fuller, 1999; Mallo & Dellal, 2012; Mallo, González, Veiga, & Navarro, 2011; Stubbe et al., 2015; Van Beijsterveldt et al., 2014); otros autores, sin embargo, han concluido que puede ser incluso mayor, llegando a 40,1 por cada mil horas de juego (Dvorak, Junge, Derman, & Schwellnus, 2011).

En el fútbol español la incidencia es de 10,9 lesiones de media por cada mil horas (Mallo et al., 2011), 6,9 por cada cien horas de partido (Torrontegui-Duarte, Gijon-Nogueron, Perez-Frias, Morales-Asencio, & Luque-Suarez, 2020), 41,3 (Noya, 2015). En cuanto a lesiones en entrenamientos, según Noya (2015) la media de lesiones es de 6 por cada mil horas; según Torrontegui-Duarte et al. (2020) 0,23 lesiones por cada mil horas. La tasa de lesiones de las cinco principales ligas europeas no fue diferente a la de las ligas profesionales de otros países (6,8 frente a 7,6 por cada mil horas de juego) (López-Valenciano et al., 2019).

Loose et al. (2019) encontraron diferencias en el número de lesiones entre diferentes categorías. En su estudio compararon las lesiones de varios equipos pertenecientes a diferentes categorías, siendo el equipo más profesional un equipo juvenil. Los jugadores pertenecientes a la liga de juveniles tuvieron mayor número de lesiones que el resto de jugadores de ligas menores como 3ª o 4ª división. Sin embargo, otros estudios encontraron lo contrario: jugadores de más nivel tenían menor número de lesiones, eso podría ser debido a que en este caso la muestra de peor nivel fue un equipo juvenil, que ya son

jugadores semiprofesionales (Hägglund, Waldén, & Ekstrand, 2016). Sin embargo, otros autores no han encontrado diferencias significativas en la incidencia lesional muscular entre jugadores profesionales y jugadores juveniles de alto nivel (Svensson, Alricsson, Karneback, Magounakis, & Werner, 2016). Del total de lesiones en jugadores profesionales, la mayoría son musculares (44 %), seguidas de lesiones ligamentosas o de articulaciones (26 %) y tendones (5 %) (Larruskain, Lekue, Diaz, Odriozola, & Gil, 2017; Noya, 2015); otros estudios encontrados afirman que un tercio del total de lesiones eran musculares (Ekstrand, Hägglund, et al., 2011).

De las lesiones del muslo, las de isquiotibiales representan entre el 40,2 y el 63 % (Hägglund, Walden, & Ekstrand, 2013; Larruskain et al., 2017) representando el 12-15 % del total (Ekstrand, Hägglund, & Waldén, 2011; van Dyk et al., 2017). Según Ekstrand, Waldén, and Hägglund (2016), se producen 1,2 lesiones de isquiotibiales por cada cien horas de juego, siendo el ratio de lesiones de 4,77 en situación de competición y de 0,55 en entrenamientos. El número de lesiones en los isquiotibiales en los últimos años se ha visto incrementado en los entrenamientos, mientras que en competición se ha estabilizado (Ekstrand et al., 2016). La mayoría de reincidencias en la lesión de isquiotibiales ocurren en la misma zona donde antes la hubo (Wangensteen et al., 2016). Si nos centramos en jugadores semiprofesionales o también llamados juveniles, las regiones más afectadas son el muslo (18,2 %), las rodillas (18,5 %) y los tobillos (16,2 %) (Loose et al., 2019).

El 22 % de los jugadores que tienen una lesión con una duración de más de diez días (Tabla 1) vuelven a recaer (Gomez-Piqueras et al., 2018; Opar, Williams, & Shield, 2012).

Tabla 1. Frecuencia de recaída, mostrado en porcentaje respecto al total de jugadores con lesión previa

Frecuencia de recaída	
Isquiotibiales	22,7
Aductores	11,6
Cuádriceps	6,4
Gemelos	6,1
Tobillo	6,0
Aquiles	4,3
Rodilla	4,3
Espalda-zona lumbar	3,3
Rodilla-menisco	2,9

En jugadores profesionales de la liga inglesa, entre un 12 % y un 48 % de jugadores sufrieron una recaída de la lesión de isquiotibiales (Dadebo, White, & George, 2004; Ekstrand, Hägglund, et al., 2011; Hawkins, Hulse, Wilkinson, Hodson, & Gibson, 2001; Woods, Hawkins, Hulse, & Hodson, 2002). En la mayoría de clubs, la recurrencia en la lesión de isquiotibiales supone el doble si lo comparamos con otras lesiones en futbolistas (Woods et al., 2002). Se ha estimado una duración media de la lesión unos treinta días, aunque puede llegar a los dos meses (Askling, Tengvar, & Thorstensson, 2013). Si atendemos al coste económico en equipos de primer nivel europeo, cada lesión de isquiotibiales en un equipo de primera división tiene un coste de 311 000 € (Batten, 2019) de media (Figura 1).

Figura 1. Porcentaje de lesiones de isquiotibiales, media de días lesionados y coste estimado por cada lesión

1.2 Recuerdo anatómico

Para un buen entendimiento de la lesión, es necesario conocer la musculatura que conforma la parte posterior del muslo. La musculatura isquiotibial está formada por tres músculos (Figura 2): bíceps femoral (BF), semitendinoso (ST) y semimembranoso (SM). Es importante remarcar en este punto que algunos autores diferencian cuatro músculos, ya que dividen el bíceps femoral en cabeza larga y cabeza corta (Woodley & Mercer, 2005). Los músculos se caracterizan por que cruzan dos articulaciones (cadera y rodilla) y tienen largos tendones tanto en su parte proximal como distal. La naturaleza de los tendones largos confiere unas capacidades muy buenas a los isquiotibiales para la práctica del deporte al actuar como un “muelle” (Linklater, Hamilton, Carmichael, Orchard, & Wood, 2010), sin embargo esa naturaleza de resorte también aumenta el riesgo de sufrir una lesión en esa zona.

Figura 2. Bíceps femoral, semitendinoso y semimembranoso. Extraído de <https://www.ugr.es/~dlcruz/>

Los tres músculos isquiotibiales se originan muy cerca el uno del otro, en la tuberosidad isquiática (Woodley & Mercer, 2005). La función de los isquiotibiales es la extensión de la cadera y la flexión de la rodilla, lo que le confiere una enorme complejidad y tiene un papel fundamental en la mayoría de las actividades humanas como la marcha o la carrera. Los isquiotibiales limitan la extensión de la rodilla justo antes y durante la llegada del talón al suelo, proporcionando estabilidad dinámica (Wood, Packham, Trikha, & Linklater, 2008). La acción de la rodilla está condicionada por la acción de la cadera, ya que una flexión de cadera propicia que las inserciones musculares se separen, propiciando un alargamiento de la musculatura. La cadera, a su vez, está condicionada por la posición de la rodilla, ya que una posición de extensión de rodilla favorece la extensión de cadera (Kapandji, 2010). También es importante remarcar la relevancia de los isquiotibiales en la estabilización de la cadera, puesto que cuando la cadera bascula hacia delante, el centro de gravedad pasa por delante de la línea de la articulación y son los isquiotibiales los que actúan estabilizando la posición (Kapandji, 2010).

Atendiendo a la función conjunta de cuádriceps e isquiotibiales, su acción es compleja. Cuando se hace un ejercicio con carga externa en posición bípeda, los isquiotibiales actúan más como extensores de la cadera que como flexores de la rodilla, controlando la posición de la pelvis en el espacio (Stewart, Postans, Schwartz, Rozumalski, & Roberts, 2008; Sutherland, Santi, & Abel, 1990). La coactivación conjunta de cuádriceps e isquiotibiales se puede observar durante la marcha normal, especialmente durante la fase de apoyo (Frigo, Pavan, & Brunner, 2010). Se han atribuido mayores índices de contracción conjunta en sujetos con menores índices de fuerza (Brunner & Romkes, 2008). Es probable que la actividad de los extensores de rodilla aumente el efecto biarticular de los isquiotibiales como extensores de la cadera. Sin embargo, el recto femoral también actúa como flexor de la cadera. Por lo tanto, el efecto de la co-

contracción del cuádriceps y los isquiotibiales en la cinemática de la rodilla y la cadera dependerá de los respectivos brazos de palanca, la configuración instantánea de las articulaciones, las cargas externas y el reclutamiento muscular (Frigo et al., 2010).

1.3 Mecanismo de producción de la lesión de isquiotibiales

1.3.1 Modelo tradicional

La mayoría de autores coinciden en que la lesión de isquiotibiales se produce en deportes donde hay un requerimiento alto de velocidad (Maniar, Schache, Heiderscheit, & Opar, 2020), como es el fútbol (Brooks, Fuller, Kemp, & Reddin, 2006; Ekstrand, Hagglund, et al., 2011; Orchard, Seward, & Orchard, 2013). La lesión de isquiotibiales producida en desplazamientos o movimientos a gran velocidad es el principal mecanismo de lesión según la bibliografía (Brooks et al., 2006; Gabbe, Bennell, Finch, Wajswelner, & Orchard, 2006; Verrall, Slavotinek, Barnes, & Fon, 2003). Otros autores han sugerido otros mecanismos de lesión como entradas fuertes sobre el jugador, aunque este tipo de lesión tiene mucha menor incidencia en el total de lesiones (Brooks et al., 2006).

Según (Arnason et al. (1996); Woods et al. (2002)) la mayoría de lesiones de isquiotibiales en futbolistas se producen en carrera (57 %), concretamente durante la última fase del balanceo (Figura 3), antes de que el pie entre en contacto con el suelo, donde existe una flexión de cadera y los isquiotibiales actúan para frenar la extensión de rodilla de una manera excéntrica (Chumanov, Heiderscheit, & Thelen, 2011; Schache, Dorn, Blanch, Brown, & Pandy, 2012; Schache, Wrigley, Baker, & Pandy, 2009; Yu, Liu, & Garrett, 2017; Yu et al., 2008). En concreto, la lesión se produce en la última fase de balanceo, debido a la deceleración-aceleración por parte de la musculatura posterior del muslo que provoca un cambio brusco pasando de contracción excéntrica a concéntrica (Liu, Garrett, Moorman, & Yu, 2012; Sun et al., 2015). Sin embargo, otros autores sugieren que donde mayor tensión se produce es en fases anteriores a la fase de balanceo (Mann & Sprague, 1980; Orchard, 2012).

Figura 3. Momento de mayor elongación de los isquiotibiales en la carrera. Adaptado de Guex and Millet (2013)

Autores como Wood (1987) sitúan el mayor momento de tensión justo después de que el pie entre en contacto con el suelo. En cambio, Yu et al. (2008) está en la línea de (Arnason et al., 1996; Woods et al., 2002) y sugiere que la mayor tensión se produce antes de que el pie entre en contacto con el suelo, ya que la elongación de los isquiotibiales es mayor antes de la entrada del pie que después del contacto.

El funcionamiento de los isquiotibiales durante las diferentes fases de la carrera se ha estudiado pormenorizadamente, según se detalla a continuación.

1. Fase de Balanceo

La fase de balanceo se define como el período de tiempo en el que el pie no está en contacto con el suelo y suele representar el 75 % del ciclo de marcha durante esprints (Schache et al., 2012). En esta fase, tanto el bíceps femoral como el semitendinoso tienen una activación alta, sobre todo a partir del momento de máxima flexión de rodilla y cadera (Higashihara, Ono, Kubota, Okuwaki, & Fukubayashi, 2010). Durante la última fase de balanceo se produce un aumento de la activación de los isquiotibiales de entre 2,5 y 2,9

si lo comparamos con la fase de apoyo del pie (Higashihara et al., 2010) a 3,5-4,4 (Schache, Dorn, Wrigley, Brown, & Pandey, 2013). Durante esta fase se ha observado una diferencia en el momento de activación de cada uno de los músculos de los isquiotibiales, siendo el semitendinoso y semimembranoso los que primero se activan y dejando en la última fase del balanceo prácticamente solo al bíceps femoral, algo que podría tener consecuencias en la prevalencia de lesiones entre cada uno de ellos (Higashihara, Nagano, Ono, & Fukubayashi, 2018). El semitendinoso se activa más que el bíceps femoral a todas las velocidades, y los dos aumentan su activación a medida que aumenta la velocidad (Figura 4).

Figura 4. Porcentaje de activación de los isquiotibiales respecto a su CVIM a diferentes velocidades (Higashihara et al., 2010)

El instante de mayor elongación se produce en el 85 % del ciclo de la carrera. El ciclo de estiramiento-acortamiento es mayor en el bíceps femoral que en el semitendinoso (Chumanov et al., 2011; Schache et al., 2012; Thelen et al., 2005). En relación a la fuerza del músculo, todos los estudios concluyen que el pico de fuerza se produce en el 85 % del ciclo de la carrera, independientemente de la velocidad, por lo tanto no hay una relación

directa entre pico de fuerza y velocidad (Chumanov, Heiderscheit, & Thelen, 2007; Schache et al., 2012).

2. Fase de Apoyo

La fase de apoyo se define como el intervalo de tiempo en el que el pie está apoyado en el suelo (Maniar et al., 2020). Aunque como hemos visto anteriormente, la mayoría de autores coinciden en situar a la fase de balanceo como el punto de mayor tensión para los isquiotibiales, algunos autores han sugerido que el momento de la entrada del pie en el suelo, y su fuerza de reacción, podría ser un momento crítico en el estrés de la musculatura (Thelen, Chumanov, Sherry, & Heiderscheit, 2006). Durante la fase de apoyo, los isquiotibiales ejercen mucha tensión para propulsar el cuerpo hacia delante, por lo tanto a mayor velocidad, mayor activación de los mismos (Hamner & Delp, 2013; Higashihara et al., 2010). Durante un esprint máximo, el bíceps femoral se activa más que el semitendinoso y el semimembranoso (Higashihara et al., 2018). En cuanto a la elongación de los isquiotibiales en la fase de contacto, los resultados sugieren que se produce una menor elongación si lo comparamos con la fase de balanceo (Chumanov et al., 2011; Schache et al., 2012).

1.3.2 Modelo con tecnología ultrasonido

Tecnologías de reciente aparición como las de Martin et al. (2018) han permitido medir el estrés que sufren los isquiotibiales en carrera (Figura 5), a diferentes velocidades, concluyendo que a más velocidad, más estrés sufre la musculatura posterior del muslo. La nueva tecnología es un sistema de ultrasonido para recolectar datos de radiofrecuencia. Los resultados mostraron que en el 85 % del ciclo de carrera, justo antes de que el pie tome contacto con el suelo, los isquiotibiales sufren la mayor tensión (Martin et al., 2018), coincidiendo con Guex and Millet (2013).

Figura 5. Velocidad de onda del bíceps femoral a diferentes velocidades de carrera (Martin et al., 2018)

1.3.3 Modelo biomecánico

La lesión de los isquiotibiales se ha estudiado también desde un punto de vista biomecánico (Navarro et al., 2015), representado por un conjunto cadera-pierna y las fuerzas que se producen en él (Figura 6).

Figura 6. Modelo biomecánico de la lesión de isquiotibiales. Adaptado de Navarro et al. (2015)

En ese modelo se representan una serie de fuerzas que actúan sobre el bíceps femoral en la última fase de balanceo. La fuerza externa (F_{ext}) es aplicada en dirección negativa, lo que provoca una extensión de rodilla y alargamiento del músculo. Sin embargo, la fuerza del bíceps femoral (F_{ib}) es aplicada en dirección positiva, lo que provoca el acortamiento del músculo. Para disminuir la velocidad angular del fémur, la fuerza total (F_{total}) debe aplicarse en el sentido positivo (Figura 6). Es decir, es necesario una fuerza resultante en el sentido de la flexión que contribuya a frenar la extensión de la rodilla; en definitiva, es necesaria una contracción excéntrica de los músculos flexores de la rodilla. Se producirá lesión en algunos de los cuerpos musculares de los isquiotibiales cuando la fuerza interna que se opone al alargamiento sea mayor que el límite de rotura del tejido (F_f).

1.4 Factores de riesgo de la lesión de isquiotibiales

El riesgo de lesión de cada deportista va cambiando a lo largo de la temporada, a medida que las condiciones del deportista cambian también. Por ejemplo, el nivel de fuerza irá variando, al igual que podrá variar el de la fatiga. Por ello es importante intentar cuantificar la mayoría de ellos a lo largo del tiempo, no solo en un momento concreto de la temporada, como tradicionalmente se hacía en la pretemporada (Pizzari, Green, & van Dyk, 2020).

La presencia o ausencia de un factor no predice la lesión, simplemente hasta ahora la literatura ha encontrado comportamientos musculares diferentes en los sujetos que lo tenían respecto a los que no (Bahr, 2016). En la actualidad, lo que se realiza es situar al atleta en el grupo denominado de alto riesgo cuando acumula varios factores (Pizzari et al., 2020). Por otro lado, los deportistas que no muestran ninguno de los factores también se lesionan. El estudio multifactorial que se seguía hasta ahora, se basaba en identificar de forma estanca cada uno de los factores, pero no establecían interacciones entre dichos factores (Bittencourt et al., 2016; Meeuwisse, Tyreman, Hagel, & Emery, 2007; Mendiguchia, Alentorn-Geli, & Brughelli, 2012). Nuevas investigaciones sí que están teniendo en cuenta las posibles interacciones que se establecen entre esos factores (Bittencourt et al., 2016).

Son numerosos los estudios que han analizado los factores que afectan a la lesión de isquiotibiales, tanto en futbolistas como en otro tipo de deportes (Beijsterveldt, Port, Vereijken, & Backx, 2013; Foreman et al., 2006; Heer, Callander, Kraeutler, Mei-Dan, & Mulcahey, 2019; Navarro et al., 2015; Opar et al., 2012). La mayoría de los estudios clasifican esos factores en:

1. Factores externos:

- a. Mal calentamiento (Croisier, 2004; Drezner, 2003; Garrett, 1995; Hawkins & Fuller, 1999; Kujala, Orava, & Järvinen, 1997).
- b. Fatiga acumulada durante el partido o durante una temporada (Drezner, 2003; Small, McNaughton, Greig, & Lovell, 2010; Woods et al., 2004).
- c. Tipo de deporte (Pizzari et al., 2020).

2. Factores internos:

- a. Lesión previa (Freckleton & Pizzari, 2013). La mayoría de autores coinciden en dar mucha importancia a este factor: una lesión previa afecta negativamente y hace que sea más probable tener una lesión posterior.
- b. Desequilibrios musculares o ratio isquiotibiales-cuádriceps (I/C) (Croisier, 2004; Drezner, 2003; Navarro et al., 2015). La literatura coincide en situar al desequilibrio como un factor determinante en la predisposición a sufrir una lesión en los isquiotibiales (Freckleton & Pizzari, 2013).
- c. Flexibilidad (Henderson, Barnes, & Portas, 2010). No hay consenso en la literatura científica respecto a situar la flexibilidad como un factor que afecte a la lesión de los isquiotibiales (Freckleton & Pizzari, 2013). Relacionado con la flexibilidad, la longitud del músculo también se ha estudiado como factor de riesgo de la lesión (Timmins et al., 2016).
- d. Edad (Verrall, Slavotinek, Barnes, Fon, & Spriggins, 2001). Los resultados muestran que, a mayor edad, mayor probabilidad de lesión de los isquiotibiales. Sin embargo, hay controversia en situar este factor de riesgo, ya que hay autores que no han obtenido resultados concluyentes sobre la relación de la edad con la lesión (Fousekis, Tsepis, Poulmedis, Athanasopoulos, & Vagenas, 2011).

- e. Factores hormonales (Gabbe et al., 2006; Navandar, Gulino, Antonio, & Navarro, 2013).
- f. Falta de activación de la musculatura (Buhmann, Trajano, Kerr, & Shield, 2020; Opar et al., 2014; Timmins et al., 2016).
- g. Composición corporal (Freckleton & Pizzari, 2013). Aunque la mayoría de autores no han encontrado una relación entre composición corporal y mayor número de lesiones (Brooks et al., 2006), Gabbe et al. (2006) sí encontraron relación en jugadores de fútbol australianos.

En función de si estos factores intrínsecos son o no modificables y si la literatura respalda o no esa evidencia, se pueden agrupar en dos grupos (Figuras 7 y 8).

Figura 7. Factores no modificables por el sujeto. Adaptado de Pizzari et al. (2020)

Figura 8. Factores modificables por el sujeto. Adaptado de Pizzari et al. (2020)

Un programa de rehabilitación que promueva el control de varios de estos factores podría tener efectos positivos en el número de lesiones (Mendiguchia et al., 2017).

1.4.1 Efecto de una lesión previa de isquiotibiales

La mayoría de lesiones se producen en la zona proximal de los isquiotibiales (Crema et al., 2015). Hay controversia entre los efectos de una lesión previa en los isquiotibiales (de Visser, Reijman, Heijboer, & Bos, 2012). Algunos estudios no encontraron diferencias en la activación muscular entre los sujetos que habían sufrido una lesión previa y los que no la habían sufrido (Silder, Thelen, & Heiderscheit, 2010). Por contra, otros estudios determinaron una menor activación de los isquiotibiales en sujetos lesionados previamente de esa musculatura (Opar, Williams, Timmins, Dear, & Shield, 2013a, 2013b; Sole, Milosavljevic, Nicholson, & Sullivan, 2011). Por ejemplo en el estudio realizado por Daly, McCarthy Persson, Twycross-Lewis, Woledge, and Morrissey (2016), se encontraron diferencias en la actividad medida de la musculatura lesionada, normalizando los datos respecto a la activación de músculo no lesionado. Las diferencias

sobre todo se encontraron en la última fase de balanceo, donde los isquiotibiales se activaron en menor medida respecto a los músculos no lesionados.

Se ha sugerido que una falta de activación muscular por parte tanto de los isquiotibiales, puede afectar a la predisposición para tener una lesión en los isquiotibiales, y que las lesiones que sufre el deportista van mermando su capacidad de acción (Fyfe, Opar, Williams, & Shield, 2013). Dichos déficits de activación se verían sobre todo en momentos excéntricos (Buhmann, 2014; Croisier, Forthomme, Namurois, Vanderthommen, & Crielaard, 2002; Opar et al., 2013b), por tanto el registro de las diferentes fases de un movimiento podría ser determinante para cuantificar la reducción de activación. También se han encontrado menores valores de activación en fases isométricas de los ejercicios tras sufrir una lesión en los isquiotibiales (Brook & Faulkner, 2001; Lovering, Hakim, Moorman, & De Deyne, 2005).

En cuanto a la cinemática de la carrera de jugadores lesionados, se ha observado que los deportistas lesionados previamente, tienen un menor ángulo de flexión de cadera, que podría estar vinculado con un mecanismo del cuerpo para reducir la elongación de los isquiotibiales en la última fase de balanceo (Lee, Reid, Elliott, & Lloyd, 2009; Silder et al., 2010). Otros estudios han encontrado que la producción de fuerza de reacción es menor en deportistas lesionados respecto a los no lesionados (Brughelli, Cronin, Mendiguchia, Kinsella, & Nosaka, 2010).

Asimismo, se ha sugerido que después de una lesión, incluso cuando se ha iniciado la rehabilitación, se produce una inhibición de la musculatura lesionada (sobre todo en momento excéntricos), y por tanto ofrece menos activación que antes de lesionarse (Fyfe et al., 2013; Opar et al., 2012; Opar et al., 2013a). Se hace imprescindible, por tanto, conocer los niveles de activación previos a la lesión para poder cuantificar de forma

óptima si un jugador ha llegado completamente al estado anterior a la lesión. La lesión de isquiotibiales también se ha relacionado con un cambio de técnica en el golpeo de balón (Navandar, Veiga, Torres, Chorro, & Navarro, 2018).

1.5 Desequilibrios musculares. Ratio Isquiotibiales / Cuádriceps

El ratio entre la fuerza de los isquiotibiales y el cuádriceps se lleva estudiando desde hace muchos años para detectar posibles desequilibrios entre la parte anterior y posterior, para mejorar la estabilidad de la rodilla y para estudiar la fuerza concreta de la musculatura. También ha servido como herramienta de diagnóstico para la prevención y rehabilitación de lesiones (Coombs & Garbutt, 2002; Ruas, Minozzo, Pinto, Brown, & Pinto, 2015; Ruas et al., 2019).

El desequilibrio de los isquiotibiales respecto al cuádriceps como factor de riesgo se venía midiendo con máquinas isocinéticas (Aagaard, Simonsen, Magnusson, Larsson, & Dyhre-Poulsen, 1998; Ayala, de Baranda, de Ste Croix, & Santonja, 2012; Baroni, Ruas, Ribeiro-Alvares, & Pinto, 2020; Beyer et al., 2016; Bogdanis & Kalapotharakos, 2016; Dauty, Potiron-Josse, & Rochcongar, 2003; Denadai, Oliveira, Camarda, Ribeiro, & Greco, 2016; El-Ashker, Carson, Ayala, & De Ste Croix, 2017; Guney, Yuksel, Kaya, & Doral, 2016; Pellicer-Chenoll et al., 2017; Sekir, Arabaci, & Akova, 2015), sin embargo su uso es muy limitado en deportistas de alto rendimiento durante el periodo competitivo, debido a su exigencia y su posterior tiempo de recuperación.

En fútbol concretamente, Croisier, Ganteaume, Binet, Genty, and Ferret (2008) en su estudio longitudinal con casi 700 futbolistas, de los cuales pudieron hacer un seguimiento completo durante toda la temporada a 462, encontraron que los jugadores con un ratio I/C bajo, tenían entre 4 y 5 veces más probabilidad de lesionarse. Otros autores han llevado a cabo estudios similares con futbolistas de diferentes niveles (Arder, Pizzari, Wollin, & Webster, 2015; Lehnert, Xaverová, & Croix, 2014). En la misma línea, Yeung, Suen, and Yeung (2009) encontraron que velocistas con un ratio bajo en la pretemporada tenían 17 veces más riesgo de lesionarse de los isquiotibiales durante la temporada.

El seguimiento durante una temporada en equipos de fútbol ha tenido beneficios en el número de lesionados, se ha reportado una relación entre el seguimiento del ratio en jugadores de fútbol y el descenso en lesiones en la parte posterior del muslo (Heiser, Weber, Sullivan, Clare, & Jacobs, 1984). Dichos registros son poco actuales, porque cada vez se utilizan menos las máquinas isocinéticas durante el periodo competitivo en deportistas de alto nivel. Hasta ahora, mediante máquinas isocinéticas se había determinado que a partir de un ratio de 0,6, un jugador tenía menor riesgo de sufrir lesiones (Coombs & Garbutt, 2002), sin embargo desde hace años se ha cuestionado este dato debido a que intervienen numerosos factores (Nosse, 1982).

Si atendemos a la forma en la que se calcula el ratio I/C, la literatura ha estudiado principalmente tres tipos:

- Ratio tradicional: se calcula dividiendo el pico de torque concéntrico de los isquiotibiales entre el pico de torque concéntrico del cuádriceps (Croisier, Malnati, Reichard, Peretz, & Dvir, 2007; Wright, Ball, & Wood, 2009). Este ratio se ha situado en 0,6 mediante el uso de máquinas isocinéticas (Ruas et al., 2019).
- Ratio funcional: es un ratio que cada vez se usa más, ya que se asemeja mucho más a movimientos reales que realizan los deportistas. Se calcula dividiendo el torque excéntrico de los isquiotibiales entre el torque concéntrico del cuádriceps (Aagaard et al., 1998; Sundby & Gorelick, 2014; Wright et al., 2009). Con el uso de la EMG, numerosos autores han utilizado dicha tecnología para calcular este ratio usando el Root Mean Square (RMS) (Pincivero, Aldworth, Dickerson, Petry, & Shultz, 2000).

- Ratio isométrico: se calcula dividiendo el pico de fuerza de los isquiotibiales en un momento determinado entre el pico de fuerza del cuádriceps en ese mismo momento (Evangelidis, Pain, & Folland, 2015).

1.6 Breve introducción a la electromiografía de superficie

La electromiografía es una técnica de diagnóstico que permite un registro de la actividad eléctrica, y más concretamente de los potenciales de acción de cada músculo (Ibarra Lúzar, Pérez Zorrilla, & Fernández García, 2005; Massó et al., 2010); según Garcia and Vieira (2011) es la detección de la señal electromiográfica durante las contracciones musculares. La EMG permite registrar y comprender tanto los comportamientos motores intencionados como los automáticos (Garcia & Vieira, 2011). La señal de EMG es la suma de los potenciales de acción (señales eléctricas) de las unidades motoras (UM) activadas durante la contracción muscular.

La normalización de la señal de EMG es el proceso por el cual los valores de la señal eléctrica de la actividad se expresan como un porcentaje respecto a una prueba de referencia. Cuando se compara la señal de EMG respecto a otros sujetos, o en el mismo sujeto a lo largo del tiempo, se hace imprescindible la normalización. El primer ejemplo de normalización fue el de Eberhart (1954), que presentó la actividad eléctrica del cuádriceps normalizada respecto a la actividad máxima del cuádriceps en el ciclo de la marcha.

Con respecto al análisis EMG de los ejercicios de rehabilitación, las variaciones en las mediciones deben representar las verdaderas diferencias en la actividad muscular entre cada condición de ejercicio propuesto. Por lo tanto, se deben normalizar la actividad muscular utilizando el método más fiable en cada caso concreto para hacer las inferencias apropiadas con respecto a la activación muscular. Se podría decir que no hay un método ideal a la hora de normalizar la actividad de EMG, sino que hay que tratar de adecuar la normalización a los sujetos y al momento concreto (Bolgla & Uhl, 2007).

La normalización de la señal de EMG es un aspecto muy importante en el tratamiento de la señal, ya que la señal de EMG por sí sola no aporta mucha información, debido a que cada persona es diferente al resto, y por tanto sus músculos y la actividad que ellos generan también (Burden, 2010). La variable más usada en EMG para medir la actividad eléctrica es el llamado Root Mean Square (RMS), que se define como la raíz cuadrada del valor cuadrático medio (la media de una serie de números) (Daintith, 2009).

A nivel deportivo, y recientemente, se han usado principalmente dos tipos de normalizaciones. La primera normalización es respecto a la fuerza máxima del sujeto, y el segundo tipo de normalización consiste en comparar cada vientre muscular con respecto al total del músculo. Cabe decir que en la bibliografía se puede encontrar algún estudio sin normalizar la señal, aunque no es lo habitual (Schwanbeck, Chilibeck, & Binsted, 2009).

1.6.1 Normalización mediante Contracción Voluntaria Isométrica Máxima

La normalización con Contracción Voluntaria Isométrica Máxima (CVIM) es una de las técnicas de normalización más usadas (Robertson & Dowling, 2003). Las directrices de la revista *Journal of Electromyography and Kinesiology* indican que es recomendable normalizar respecto a una contracción máxima. Igualmente, el grupo SENIAM (Merletti & Hermens, 2000) sugiere normalizar respecto a una contracción máxima, ya sea estática o dinámica.

A pesar de las guías de referencia para el uso de contracciones máximas para la normalización, hay autores que han criticado su uso, ya que, en ocasiones, los sujetos realizan más fuerza en el propio test que durante la CVIM, por lo que los porcentajes expresan valores por encima del 100 % (Begalle, DiStefano, Blackburn, & Padua, 2012; Bolgla & Uhl, 2007; Clarys, 2000; Clarys & Cabri, 1993). La existencia de porcentajes

por encima de 100 indica que la prueba máxima no es posible para ver la activación en según qué tareas específicas. Para reducir la posibilidad de obtener niveles de EMG normalizados por encima del 100 %, los investigadores han utilizado la señal de EMG durante la propia tarea a analizar (Albertus-Kajee, Tucker, Derman, Lamberts, & Lambert, 2011; Fernández-Pena, Lucertini, & Ditroilo, 2009; Rouffet & Hautier, 2008).

La problemática con las contracciones máximas propiciaron que algunos autores sugirieran utilizar contracciones submáximas para aumentar la fiabilidad (De Luca, 1997). Otros autores han afirmado que no existe un método único de normalización, sino que hay que buscar el que mejor se adapte a cada movimiento (Bolgla & Uhl, 2007; Burden, 2010; Chapman, Vicenzino, Blanch, Knox, & Hodges, 2010; Nishijima, Kato, Yoshizawa, Miyashita, & Iida, 2010).

1.6.2 Normalización sin Contracción Voluntaria Isométrica Máxima

Además de los problemas mencionados anteriormente, el uso de la CVIM presenta varias dificultades cuando se requiere su uso en deportistas de alto nivel (Marras & Davis, 2001; Mirka, 1991). La principal dificultad que presenta la CVIM es que requiere mucha intensidad para su realización, y la mayoría de equipos deportivos de alto nivel son reacios a su ejecución. La elevada exigencia física también complica su aplicación en procesos de recuperación de lesiones, donde los deportistas no pueden realizar ejercicios de alta demanda (Bolgla & Uhl, 2007).

Los métodos dinámicos para normalizar la señal han demostrado que pueden proporcionar una mejor representación de una tarea específica (Burden, Trew, & Baltzopoulos, 2003). Se ha recomendado el uso de normalizaciones respecto a tareas dinámicas cuando las diferencias entre sujetos son muy pequeñas, para aumentar la sensibilidad de las comparaciones (Yang & Winter, 1984).

Otros autores han empleado otro tipo de normalizaciones para poder analizar la señal de EMG. Investigadores (Caterisano et al., 2002; Ono, Okuwaki, & Fukubayashi, 2010) realizaron la normalización de cada vientre muscular respecto del total del cuádriceps, y aplicaron lo mismo con los músculos de los isquiotibiales. La normalización de la señal respecto del total del músculo permite ver sinergias de trabajo dentro del propio músculo. Un exceso de trabajo de un vientre muscular respecto a otro del mismo músculo podría ocasionar lesiones (McCurdy et al., 2010; Wright, Delong, & Gehlsen, 1999).

1.7 Valoración de los desequilibrios musculares mediante electromiografía de superficie

Tecnologías de reciente aparición como la EMG han resuelto algunos de los problemas mencionados anteriormente con las máquinas isocinéticas, ya que permiten medir al deportista sin una carga extrema en ejercicios con transferencia al fútbol y además permiten observar cada vientre muscular por separado, pudiendo encontrar sinergias intramusculares o intermusculares (Dedinsky, Baker, Imbus, Bowman, & Murray, 2017; Morin et al., 2015; Navarro et al., 2015; Navarro et al., 2020; Patras et al., 2012; Sole, Milosavljevic, Nicholson, & Sullivan, 2012; Taj & Chatterjee, 2015; Torres, García, Rueda, Navandar, & Navarro, 2014; Youdas, Hollman, Hitchcock, Hoyme, & Johnsen, 2007).

La medición de la coactivación muscular implica la medición de la activación muscular de los músculos implicados mediante EMG. Mientras que una mayor activación muscular puede reflejar un aumento en la producción de fuerza muscular, la relación entre la intensidad de la señal de EMG y la fuerza es difícil de determinar y se puede ver influenciada por numerosos factores, especialmente la longitud y el acortamiento de los músculos a una velocidad determinada (Maniar et al., 2020). Se suelen utilizar diferentes tipos de normalizaciones para medir esa coactivación muscular, o bien respecto a una prueba de referencia o respecto a otro u otros músculos.

El uso del ratio I/C medido con EMG se ha usado con diferentes intencionalidades. Uno de los primeros objetivos era el de conocer y mejorar las lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) (Zebis et al., 2017; Zebis, Andersen, Bencke, Kjær, & Aagaard, 2009), ya que ejercicios con buena coactivación ayudan a reducir los índices de lesión. Se ha identificado que un ratio bajo de I/C causa mayor tensión en el LCA. También se ha usado

la EMG para medir ratio medial-lateral (Jaberzadeh, Yeo, & Zoghi, 2016; Schaub & Worrell, 1995).

Con el objetivo relativo a la lesión de isquiotibiales, el cálculo de la coactivación se ha hecho sin prueba máxima (Tabla 2) (Hopkins, Ingersoll, Sandrey, & Bleggi, 1999; Torres et al., 2020) y también con CVIM en diferentes grupos de población (Tabla 3) (Begalle et al., 2012; Navarro et al., 2020; Nishiwaki, Urabe, & Tanaka, 2006; Youdas et al., 2007), con ejercicios parecidos.

Tabla 2. Ratios I/C de diferentes estudios, sin CVIM

ESTUDIO	EJERCICIOS	RATIO I/C
(Torres et al., 2020)	<ul style="list-style-type: none"> ○ Sentadilla ○ Sentadilla búlgara ○ Zancada 	0,21-0,24
(McCurdy et al., 2010)	○ Sentadilla búlgara	0,81
(Hopkins et al., 1999)	○ Sentadilla con variantes	0,17-0,39

Tabla 3. Ratios I/C de diferentes estudios, con CVIM

ESTUDIO	EJERCICIOS	RATIO I/C
(Navarro et al., 2020)	○ Zancada	0,43-0,50
(Youdas et al., 2007)	○ Sentadilla búlgara	0,58
	○ Zancada	
(Begalle et al., 2012)	○ Zancada lateral	0,11-0,36
	○ Zancada frontal	
	○ Posiciones a una pierna	
(Nishiwaki et al., 2006)	○ Sentadillas en diferentes posiciones	0,14-0,23
(Zeller, McCrory, Ben Kibler, & Uhl, 2003)	○ Sentadilla búlgara	0,25

Concretamente en futbolistas, son varios los estudios que se han llevado a cabo con la EMG como herramienta para medir el ratio I/C (Brocherie, Millet, & Girard, 2015;

Brophy, Backus, Pansy, Lyman, & Williams, 2007; Chan, Yung, Liu, & Chan, 2014; Elias, Hammill, & Mizner, 2015; Gehring, Rott, Stapelfeldt, & Gollhofer, 2007; Kellis, Ellinoudis, & Kofotolis, 2019; Kellis & Katis, 2007; Kellis, Katis, & Gissis, 2004; Lehnert et al., 2017; McCurdy et al., 2010; Navarro et al., 2020; Patras et al., 2012; Robineau, Jouaux, Lacroix, & Babault, 2012; Taj & Chatterjee, 2015; Thorlund, Aagaard, & Madsen, 2009; Torres et al., 2020; Wright et al., 2009; Zebis et al., 2009; Zebis et al., 2008), aunque, en comparación con los estudios realizados con máquinas isocinéticas, son pocos. La mayoría de los estudios con futbolistas usan metodologías diferentes, en función del objetivo principal del estudio:

La influencia de la fatiga. Brocherie et al. (2015) analizaron la coactivación de cuádriceps e isquiotibiales en jugadores de fútbol tras la realización de una serie de sprints con el objetivo de ver las posibles modificaciones en el ratio de los futbolistas. Encontraron que los isquiotibiales se fatigaban en mayor medida que los músculos del cuádriceps, dando por tanto un menor ratio cuanto más fatiga acumulaban los futbolistas. En la misma línea de medir la relación entre fatiga y ratio, se han realizado otros estudios (Chan et al., 2014; Thorlund et al., 2009), encontrando un ratio de aproximadamente 0,70 tras la fatiga, siendo menor que el ratio medido antes de la fatiga (Thorlund et al., 2009). Lehnert et al. (2017) utilizaron al mismo tiempo máquinas isocinéticas y EMG para ver la evolución de los ratios con la fatiga y concluyeron que la fatiga afectaba al ratio, obteniendo ratios de 0,8 aproximadamente. Diferentes resultados se obtuvieron con futbolistas en otros estudios, ya que una mayor fatiga afectaba a los músculos del cuádriceps, pero no así a los de los isquiotibiales (Robineau et al., 2012), dando ratios mayores después de la fatiga (1) que antes de la fatiga (0,7) (Wright et al., 2009).

Coactivación muscular en tareas específicas. Una de las cosas que más ha reclamado la bibliografía a la hora de medir el ratio de I/C es la especialización de las tareas en función

del objetivo a medir. Por ejemplo, cuando el objetivo ha sido cuantificar el ratio en situaciones de golpeo o pase, los futbolistas han tenido que realizar ejercicios próximos a situaciones reales. Brophy et al. (2007) registraron la señal de los músculos anteriores y posteriores durante las diferentes fases del golpeo (Figura 9), encontrando diferentes ratios. El mayor ratio se encontraba en la fase *backswing* y el menor en la *leg cocking*.

Figura 9. Ratio en las diferentes fases de golpeo. Adaptado de (Brophy et al., 2007)

En la misma línea, Kellis et al. (2004) analizaron la activación de cuádriceps e isquiotibiales en futbolistas en una acción de golpeo, con carreras previas a diferentes ángulos del balón. Los resultados mostraron que en el momento del golpeo, cuando la pierna de apoyo ya está fija en el suelo y el jugador está a punto de contactar con el balón, el ratio era de 0,65. Las diferencias entre las distintas aproximaciones al balón fueron mínimas.

Rehabilitación. La medición del ratio en programas de rehabilitación ha sido uno de los mayores objetivos de la literatura científica a lo largo de los años. Los primeros estudios se centraban en la lesión del LCA como consecuencia de activaciones débiles de los isquiotibiales. Así, por ejemplo Elias et al. (2015) encontraron un ratio de 0,44 en deportistas con una reconstrucción del LCA: en este estudio observaron cómo los deportistas mejoraban su ratio simplemente recibiendo instrucciones sencillas en la

realización de los ejercicios. Un menor ratio I/C se relacionó con una mayor probabilidad de lesionarse en futbolistas (Zebis et al., 2009). En cambio, algunos autores no encontraron una evidencia clara de que una rotura del LCA produjera una coactivación menor, al contrario, encontraron que futbolistas con una lesión previa de LCA activaban más los isquiotibiales (Patras et al., 2012).

Dentro de los programas de rehabilitación en futbolistas, los ejercicios de sentadilla y zancada en sus diferentes variantes han tenido cierta relevancia en la investigación (McCurdy et al., 2010). En los estudios (McCurdy et al., 2010; Navarro et al., 2020) se utilizó la CVIM como método de normalización para calcular el ratio en ejercicios de sentadilla y zancada y se obtuvo un ratio de 0,81 y 0,43-0,50 respectivamente, en la línea también de Taj and Chatterjee (2015). Los ejercicios propuestos muestran unas características buenas para iniciar los procesos de rehabilitación con futbolistas. Otros autores no utilizaron la CVIM en su estudio con futbolistas y obtuvieron un ratio de 0,21-0,24, siendo el ejercicio de sentadilla búlgara el más beneficioso para las primeras fases de una recuperación de la lesión de isquiotibiales (Torres et al., 2020).

Los valores de activación muscular registrados al principio de la temporada se han usado como guía en procesos de recuperación. Por ejemplo, Zebis et al. (2017) en su estudio observó que tras una lesión de ligamento cruzado anterior (LCA) bajaron de forma significativa los valores de activación tanto del cuádriceps como de los isquiotibiales, aunque de forma más predominante los de estos últimos. Tras un programa de entrenamiento de seis semanas se pudo cuantificar que la activada del semitendinoso aumentó un 40 %, lo que situó a la jugadora en valores previos a la lesión. Tanto antes de la lesión como después del programa de entrenamiento, el perfil de la jugadora siguió siendo como persona con riesgo alto de lesión ya que tenía mayor activación en el cuádriceps que en los isquiotibiales (Zebis et al., 2009).

Diferencias bilaterales. El fútbol es un deporte que requiere el dominio de muchas habilidades con el balón, en la mayoría de ocasiones a gran intensidad. El dominio de ambas piernas mejorará el rendimiento de cada jugador y lo hará más resolutivo.

Con el objetivo de encontrar y clasificar los factores que afectan al rendimiento del jugador, y también a su predisposición a tener una lesión, se han llevado a cabo estudios analizando cómo afectan los déficits de fuerza al rendimiento y a la producción de lesiones (Araújo et al., 2017; Croisier et al., 2008). Dentro de esas asimetrías de fuerza, las asimetrías anterior y posterior (ratio I/C) se han llevado todo el protagonismo en los estudios, aunque cada vez más, las asimetrías laterales de la rodilla (Schaub & Worrell, 1995) y la asimetría entre piernas se estudian en más equipos de fútbol (Hoshikawa et al., 2009; Rahnema, Lees, & Bambaecichi, 2005).

Antes de analizar las posibles implicaciones que puede tener una diferencia de fuerza o de activación muscular entre las piernas de los futbolistas, es importante definir cómo la literatura ha denominado la diferencia entre pierna dominante y no dominante. El punto más crítico en los estudios ha sido concretar a partir de qué diferencia entre piernas estamos ante una diferencia significativa. La mayoría de la literatura estima que cuando hay una diferencia entre piernas de más del 10-15 %, estamos ante un deportista con asimetría (Araújo et al., 2017; Daneshjoo, Rahnema, Mokhtar, & Yusof, 2013a; Fousekis et al., 2011; Menzel et al., 2013). Este porcentaje podría variar en función del deporte (Impellizzeri, Rampinini, Maffiuletti, & Marcora, 2007). Se ha sugerido como protocolo de vuelta después de una lesión de isquiotibiales, que se compare la fuerza de la pierna lesionada con la que no está (Askling, Nilsson, & Thorstensson, 2010; Delvaux et al., 2014; Mendiguchia & Brughelli, 2011; Reurink et al., 2014; Silder et al., 2013). Un porcentaje de menos del 10-15 % se ha propuesto como valor para que un deportista lesionado vuelva a los entrenamientos (Dembowski, Westrick, Zylstra, & Johnson, 2013;

Heiderscheit, Sherry, Silder, Chumanov, & Thelen, 2010). Si un deportista se ha lesionado, la medición constante entre pierna lesionada y no lesionada podría indicarnos cuándo el deportista está apto para volver (Kyritsis, Bahr, Landreau, Miladi, & Witvrouw, 2016; Rohman, Steubs, & Tompkins, 2015; Van der Horst, van de Hoef, Reurink, Huisstede, & Backx, 2016).

El concepto de diferencias entre piernas se ha estudiado a lo largo de los años con diferentes clasificaciones. Así, se ha hablado de pierna dominante y no dominante (Rouissi et al., 2016), de fuerte y débil (Sato & Heise, 2012), derecha e izquierda (Atkins, Bentley, Hurst, Sinclair, & Hesketh, 2016) y por último, lesionada y no lesionada (Bishop, Turner, & Read, 2018; Rohman et al., 2015).

El entrenamiento durante años puede provocar en el futbolista diferentes cargas de entrenamiento entre piernas, lo cual puede producir diferentes adaptaciones crónicas entre pierna dominante y no dominante, sobre todo en la fuerza y activación muscular (Fousekis et al., 2011). Así, la exposición continuada del deportista a un diferente tipo de estímulo puede ser determinante para la manifestación de la asimetría, lo que predispone al deportista a sufrir lesiones por sobrecarga (Araújo et al., 2017; Fousekis et al., 2011).

Sin embargo, el fútbol, cada vez más, requiere el uso de las dos piernas por igual, ya que el nivel competitivo conlleva que los requerimientos de los jugadores dentro del campo vayan cambiando y que éstos tengan que adoptar diferentes posiciones específicas dentro de él. Por lo tanto, estas demandas cada vez mayores han provocado que, a medida que aumentamos el nivel de los jugadores, las diferencias entre piernas en la fuerza o activación muscular vayan disminuyendo (Hoshikawa et al., 2009; Kubo, Muramatsu, Hoshikawa, & Kanehisa, 2010; Torres et al., 2020). En jugadores de nivel *amateur*

(Mondal, Chhangte, & Guyan, 2014; Serner et al., 2014), sí se han observado diferencias entre piernas.

Una menor precisión en el pase se asocia a jugadores con mayores diferencias entre piernas (Hart, Nimphius, Spiteri, & Newton, 2014). Estos investigadores observaron que los jugadores más fuertes en la realización de una sentadilla eran los más precisos a la hora de golpear el balón, por lo que se sugiere el uso de ejercicios de fuerza para cuantificar posibles diferencias entre piernas de los futbolistas e intentar disminuir esas diferencias. Por lo tanto, el trabajo de fuerza guiado a reducir las diferencias entre las piernas está asociado a una mejora en la habilidad del pase y tiro en fútbol (Gissis et al., 2006; Hoshikawa et al., 2009; Iga, George, Lees, & Reilly, 2009; Young et al., 2010). La

Aunque son numerosos los beneficios del uso de EMG para calcular el ratio, también existen algunos factores que deben tenerse en cuenta para una correcta interpretación de los datos. Algunos autores han identificado como factor determinante los ángulos que adoptan los futbolistas con su tronco y pierna a la hora de realizar los ejercicios propuestos (Cohen, Zhao, Okwera, Matthews, & Delextrat, 2015; Coombs & Garbutt, 2002). Otro factor importante es la fatiga acumulada de los deportistas en el momento de la toma de datos, de modo que se recomienda estandarizar las diferentes tomas de datos de los futbolistas a lo largo de la temporada para que tengan un tiempo de recuperación óptimo (Brocherie et al., 2015).

1.8 Prevención y rehabilitación de la lesión de isquiotibiales

El diseño y planificación de los ejercicios usados para la prevención y rehabilitación ha sido una cuestión importante en los últimos años (Goode et al., 2015). La literatura ha reportado algunos trabajos sobre la prevención de la lesión de isquiotibiales (Arnason, Andersen, Holme, Engebretsen, & Bahr, 2008; Brooks et al., 2006; Croisier et al., 2008; Daneshjoo, Rahnema, Mokhtar, & Yusof, 2013b; Petersen & Holmich, 2005; Petersen, Thorborg, Nielsen, Budtz-Jørgensen, & Hölmich, 2011) y la mayoría coinciden en recomendar un trabajo de flexibilidad, un trabajo de fuerza con intensidades de trabajo altas e incidiendo en trabajo excéntrico, así como el trabajo de fatiga (Petersen & Holmich, 2005).

Desafortunadamente, no existe un consenso sobre los protocolos a usar en el tratamiento de lesiones en el fútbol en la rehabilitación (Fuller et al., 2006), aunque hay trabajos que van en la misma línea que los propuestos por Heiderscheit et al. (2010) con diferentes intensidades de ejercicios según van avanzando las fases, ganancia de grados de movilidad, flexibilidad y por último la ejecución de ejercicios con balón próximos a situaciones reales de juego (Comfort, Green, & Matthews, 2009; Sherry & Best, 2004).

Las lesiones son un riesgo muy importante para los futbolistas (Fuller et al., 2006), es por ello que todo el cuerpo técnico tiene la responsabilidad de aplicar estrategias que reduzcan la incidencia de lesiones, y en el caso de que una lesión se produzca, minimizar al máximo su duración. La mayoría de autores reclaman que haya un consenso sobre cuándo un jugador puede volver a jugar después de una lesión (Creighton, Shrier, Shultz, Meeuwisse, & Matheson, 2010; Matheson et al., 2011), ya que hasta ahora es cada club el que acomete sus propias decisiones sobre el regreso del jugador. Las comparaciones entre piernas se han usado para intentar decidir el momento óptimo de vuelta en futbolistas (Tol et al., 2014), aunque existe controversia acerca de ello. La inactividad

forzada por lesiones reduce la capacidad fisiológica de los jugadores. Por lo tanto, la rehabilitación funcional en los programas está diseñada para que los jugadores recuperen los niveles de forma física que tenían antes de lesionarse. El primer paso en el proceso de recuperación después de una lesión es cuantificar cómo se encuentra el deportista respecto a cómo estaba antes de lesionarse (Creighton et al., 2010). La evaluación del estado de salud del futbolista incluye aspectos biológicos, fisiológicos, psicológicos etc. En esos primeros periodos es muy importante tener una herramienta adecuada y proponer ejercicios que se adapten a lo que se quiere conseguir con el deportista. Otros autores (Begalle et al., 2012; Torres et al., 2020) propusieron la EMG como herramienta fiable y fácil de usar en el proceso.

Se han realizado programas de prevención y rehabilitación con el uso de EMG (Neblett, Gatchel, & Mayer, 2003; Tsaklis et al., 2015; Zebis et al., 2017; Zebis et al., 2012; Zebis et al., 2019). En ocasiones, el uso de la EMG ha sido para identificar, dentro de cada sujeto, qué músculo o músculos se estaban activando de forma predominante (Zebis et al., 2012) en programas de entrenamiento con futbolistas. Otros autores han usado la EMG para dar *biofeedback* en la ejecución de los movimientos (Neblett et al., 2003). Por otro lado, la EMG ha servido para clasificar una batería de test en función del objetivo de cada deportista, comparando la activación de cada músculo (Tsaklis et al., 2015). Por último, otros estudios han utilizado la EMG en programas de rehabilitación con deportistas previamente lesionados para identificar si los patrones de activación habían cambiado con respecto a la normalidad del grupo control (Sole et al., 2012).

1.8.1 Ejercicios de prevención y rehabilitación

Debido a la naturaleza multiarticular de la musculatura isquiotibial, se ha sugerido utilizar ejercicios basados tanto en la cadera como en la rodilla, y que dichos ejercicios muestren diferentes activaciones en fases concéntricas y excéntricas (Wangenstein et al., 2020).

Muchos autores sugieren empezar con fases de los ejercicios de forma isométrica en ese proceso de rehabilitación, para posteriormente implementar fases concéntricas y excéntricas (Heiderscheit et al., 2010; Sherry, Johnston, & Heiderscheit, 2015; Valle et al., 2015). Otros autores, sin embargo, han sugerido que en el proceso de rehabilitación se puede empezar con fases excéntricas en futbolistas (Askling et al., 2013; Hickey et al., 2019). En esta línea de trabajo de focalizar en fases excéntricas, han aportado numerosos resultados investigadores en programas de prevención de la lesión de isquiotibiales (Arnason et al., 2008; Askling, Karlsson, & Thorstensson, 2003; Brughelli & Cronin, 2008; Brukner, Nealon, Morgan, Burgess, & Dunn, 2014; Guex & Millet, 2013; Petersen et al., 2011; Van der Horst, Smits, Petersen, Goedhart, & Backx, 2015). Es importante hacer aquí la distinción de que no se puede usar los mismos ejercicios y protocolos para un trabajo de prevención y para uno de rehabilitación, ya que los objetivos en cada uno de los programas son diferentes.

Si un ejercicio ha cobrado especial relevancia en los últimos años como facilitador de la ganancia de fuerza de los isquiotibiales en programas de prevención, ha sido el ejercicio nórdico. El ejercicio nórdico (Figura 10) ha demostrado ser una herramienta eficaz para aumentar la fuerza de los isquiotibiales (Brooks et al., 2006; Proske, Morgan, Brockett, & Percival, 2004) por medio de acciones excéntricas, desarrollando mayores valores de fuerza excéntrica en comparación con ejercicios tradicionales como *curl* de isquiotibiales (Mjølsnes, Arnason, Østhaugen, Raastad, & Bahr, 2004). Estudios con futbolistas encontraron una reducción de las lesiones de isquiotibiales de entre un 65 %-70 % implementando programas con el ejercicio nórdico (Arnason et al., 2008; Petersen et al., 2011). La implementación de programas con trabajo excéntrico por medio del ejercicio nórdico se ha llevado a cabo también con jugadores de fútbol de menor nivel, reduciendo el número de lesiones (Junge et al., 2011; Krist, van Beijsterveldt, Backx, & de Wit,

2013). Otros estudios, sin embargo, no encontraron mejoras en los porcentajes de lesionados aplicando este ejercicio (Engebretsen, Myklebust, Holme, Engebretsen, & Bahr, 2008; Gabbe et al., 2006).

Figura 10. Ejercicio nórdico (Van der Horst et al., 2015)

Sin embargo, el ejercicio nórdico no se ha implementado en fases de rehabilitación tempranas por su alta exigencia, ya que podría producir que el jugador se volviera a lesionar por excesivo trabajo excéntrico (Petersen & Holmich, 2005; Verrall et al., 2001), por lo que se han buscado otros ejercicios para tal fin.

En cuanto a ejercicios propios de la rehabilitación, la literatura ha estudiado numerosos ejercicios en el mundo del fútbol como facilitadores de ganancia de fuerza en los isquiotibiales. Los ejercicios descritos son, entre otros: zancadas, sentadillas y ejercicios con máquinas, principalmente extensión cuádriceps y femoral tumbado (Begalle et al., 2012; Boudreau et al., 2009; Bourne et al., 2018; Dedinsky et al., 2017; Ebben, 2009; Jaberzadeh et al., 2016; Torres et al., 2020; Wright et al., 2009; Wright et al., 1999). La sentadilla y algunas de sus variantes han confirmado tener una activación media de los isquiotibiales, por lo que no producen óptimas ganancias de fuerza, sin embargo se han propuesto muy adecuados como ejercicios facilitadores en las primeras fases de los protocolos de rehabilitación de la lesión (Andersen et al., 2006; Comfort et al., 2009; Isear, Erickson, & Worrell, 1997).

Los ejercicios a una pierna han demostrado ser una buena opción en los procesos de recuperación de lesiones ya que disminuyen las fuerzas de rozamiento (Beutler, Cooper, Kirkendall, & Garrett, 2002; Hopkins et al., 1999). De forma contraria, los ejercicios de cadena cinética abierta han mostrado ser perjudiciales para el ligamento cruzado anterior (Schaub & Worrell, 1995), reducen la coactivación de cuádriceps e isquiotibiales (Lutz, Palmitier, An, & Chao, 1993) y aumentan el rozamiento entre tibia y fémur (Lutz et al., 1993; Yack, Collins, & Whieldon, 1993). Sin embargo, la sentadilla sigue siendo el ejercicio más utilizado por los deportistas para el desarrollo de la fuerza en las piernas (McCurdy et al., 2010). En cuanto a actividad muscular entre ejercicios monopodales y bipodales, la literatura ha sugerido que los monopodales son mejores para la activación muscular debido a que el cuerpo tiene que mantener la posición en una situación de poca estabilidad (McCurdy et al., 2010).

En los estudios realizados con EMG, se utilizan frecuentemente movimientos básicos con peso adicional como zancadas, sentadilla búlgara y sentadillas para que sean altamente reproducibles en diferentes situaciones y que sea fácil el control de su ejecución (Boudreau et al., 2009; Pincivero et al., 2000). Además, estos ejercicios, no causan una excesiva fatiga en los futbolistas, por lo que se permite su uso durante toda la temporada. Todos ellos constituyen ejercicios sencillos para fortalecer principalmente isquiotibiales y cuádriceps con las tres fases del ejercicio muy marcadas: excéntrica, isométrica y concéntrica (Caterisano et al., 2002). Teniendo en cuenta los músculos a los que se dirigen esos ejercicios, pueden ser muy importantes para los jugadores de fútbol, debido a la naturaleza del deporte (McCurdy et al., 2010). Es importante remarcar aquí que, aunque se ha estudiado de forma pormenorizada la activación de los isquiotibiales en diferentes ejercicios (Bourne et al., 2017; Tsaklis et al., 2015), son pocos los trabajos que lo han hecho desde una visión global de cuádriceps e isquiotibiales (Navarro et al., 2020; Torres

et al., 2020). Resulta curioso que la mayoría de autores hablen siempre de ejercicios facilitadores de la coactivación, pero sean solo un reducido número de estudios los que registren la actividad tanto de la parte anterior del muslo como de la posterior.

Otro enfoque totalmente novedoso es el llevado a cabo por autores como Mendiguchia et al. (2017), que entienden la naturaleza de todo proceso de rehabilitación como un algoritmo multivariable. Se ha sugerido que un proceso de recuperación sistemático o algorítmico (Mendiguchia & Brughelli, 2011), que conste de una secuencia ordenada de pasos, podría ayudar a todo el equipo multidisciplinar a tomar las mejores decisiones en todo momento. Con ese enfoque algorítmico o sistemático, no se puede pasar de una fase a otra si no se ha cumplido con éxito la fase anterior. El programa sistemático se alimenta de información que hace referencia al mecanismo de lesión, factores de la lesión y objetivos biológicos de ese jugador.

1.8.2 Programas de prevención y rehabilitación

Las fases iniciales en los programas típicos de rehabilitación (1-7 días) (Petersen & Holmich, 2005)) de la lesión de isquiotibiales se han caracterizado en su mayoría por evitar el trabajo de fuerza, puesto que en cierto modo el trabajo de fuerza podría estirar las posibles cicatrices de la lesión (Heiderscheit et al., 2010; Järvinen, Järvinen, Kääriäinen, Kalimo, & Järvinen, 2005; Kääriäinen, Järvinen, Järvinen, Rantanen, & Kalimo, 2000). Debido a dichos protocolos y a la inactividad propia provocada por la lesión, cabe esperar una reducción significativa en la actividad muscular posterior a la lesión, como consecuencia de una atrofia muscular (Drezner, 2003). Por lo tanto, una rehabilitación tardía de la lesión de los isquiotibiales podría devolver la musculatura lesionada al tamaño original, sin embargo podría ocasionar una inhibición muscular, lo que provocaría que aunque el músculo tuviera una longitud igual a la previa a la lesión, su activación muscular no sería la misma (Sole et al., 2011). La menor activación

muscular, aunque el músculo recuperara su longitud inicial, podría causar en primera instancia un mayor riesgo de una posible nueva lesión en la zona, y también que procesos de rehabilitación posteriores fueran menos eficaces en la ganancia de fuerza e hipertrofia (Butterfield & Herzog, 2006; Roig et al., 2009).

A partir de la fase dos (>2 semanas) (Petersen & Holmich, 2005), se ha recomendado la introducción de ejercicios de fuerza de intensidad baja para ir ganando rango de movimiento (Drezner, 2003; Heiderscheit et al., 2010). En concreto, Tol et al. (2014) sugieren el ejercicio de sentadilla y variantes con poca carga.

En la fase tres y cuatro (> 5 semanas) (Petersen & Holmich, 2005), los ejercicios de fuerza lo más específicos posible podrían volver a incrementar la longitud de los músculos previamente lesionados, sobre todo en acciones excéntricas (Brockett, Morgan, & Proske, 2001, 2004; Chumanov et al., 2007, 2011; Kubo, Kanehisa, & Fukunaga, 2002; Thelen et al., 2005), incidiendo en ejercicios que mejoren el ratio I/C y produciendo una buena coactuación de la musculatura agonista y antagonista (Holcomb, Rubley, Lee, & Guadagnoli, 2007; Mjolsnes, Arnason, Osthagen, Raastad, & Bahr, 2004)

Si un futbolista se lesiona en repetidas ocasiones en la misma zona, provocaría una menor activación muscular crónica en la musculatura isquiotibial (Fyfe et al., 2013), posiblemente provocada por la propia lesión y la rotura de tejidos, pero también por un mal programa de rehabilitación (Silder, Heiderscheit, Thelen, Enright, & Tuite, 2008). Se sabe también que una inhibición de los isquiotibiales podría provocar la acción predominante de la musculatura antagonista, en este caso el cuádriceps, lo que disminuiría aún más el ratio I/C (Diederichsen, Winther, Dyhre-Poulsen, Krogsgaard, & Nørregaard, 2009; Graven & Arendt, 2008; Henriksen et al., 2007).

1.8.3 Intensidad de trabajo

El factor clave en la ganancia de fuerza es la intensidad del ejercicio, la cual es definida como el porcentaje de la máxima contracción muscular (ACSM, 2009; Fleck & Kraemer, 2014). La EMG frecuentemente ha sido utilizada como indicador de la intensidad de los ejercicios. Hay estudios que apuntan a que el uso de la EMG respecto de una prueba de referencia como la CVIM puede ser buena opción (Andersen et al., 2006; Boudreau et al., 2009; Ekstrom, Donatelli, & Carp, 2007; Farrokhi et al., 2008). Se han encontrado posibles relaciones lineales entre fuerza isométrica y amplitud en la señal de EMG (Moritani & DeVries, 1978). También durante movimientos dinámicos se ha relacionado la fuerza con la amplitud de EMG (Alkner, Tesch, & Berg, 2000), por lo tanto el uso de EMG nos puede aproximar a la intensidad del ejercicio en cada deportista.

Se han clasificado las posibles ganancias de fuerza en función del porcentaje de activación respecto a su CVIM. Por ejemplo, Fry (2004) encontró adaptaciones entre el 40 % y el 90 % de la CVIM, aunque la mayoría de autores consideran que a partir de 40 % ya existen ganancias (Adams, 2002; Krause et al., 2018). A modo de resumen, se podría decir que la activación muscular puede ser categorizada en función de su % CVIM en cuatro categorías: nivel de activación bajo (0-20 % CVIM); nivel de activación moderado (24-40 % CVIM); nivel alto (41-60 % CVIM) y por último muy alto (>60 % CVIM) (DiGiovine, Jobe, Pink, & Perry, 1992).

Si hablamos de situaciones de rehabilitación con deportistas lesionados, los ejercicios habituales que se usan y la situación de carga externa nula o baja llevan a que esos niveles de activación sean menores, aunque el umbral de esos deportistas será también menor, por lo que se pueden producir asimismo adaptaciones (Andersen et al., 2006). En resumen, en primeras fases se recomiendan ejercicios con poca carga para la ganancia de movilidad y ligero incremento de fuerza.

1.8.4 Patrones de activación

Aunque se ha estudiado de forma pormenorizada la lesión de los isquiotibiales de manera global, es decir, como grupo muscular, cada vez más autores centran sus investigaciones en cuantificar la contribución de cada vientre muscular dentro de los isquiotibiales, y también en cómo influyen otros músculos, como puede ser el cuádriceps, en el rendimiento de esos futbolistas, en su mecanismo de producción de lesiones, así como en el proceso de rehabilitación (Torres et al., 2020).

Los patrones de activación muscular en futbolistas han sido analizados por numerosos autores, sobre todo atendiendo a movimientos específicos como el golpeo de balón (Brophy et al., 2007; Kellis et al., 2004; Orchard, Walt, McIntosh, & Garlick, 2002). En estos trabajos, el golpeo fue considerado como el resultado de la actividad simultánea de muchos músculos que conectan los segmentos y causan el movimiento de las articulaciones. Algunos de estos músculos actuaron como antagonistas durante el golpeo y se pensó que limitaban el rendimiento. Sin embargo, no se han encontrado estudios donde se establezca un patrón claro de activación muscular en futbolistas usando ejercicios de fuerza. Otros autores han realizado los estudios de patrones musculares con sujetos activamente sanos (Caterisano et al., 2002; Pincivero et al., 2000; Schaub & Worrell, 1995). Todos ellos encontraron que el patrón de activación muscular se repetía, siendo el vasto medial el que mayor actividad tenía, seguido del vasto lateral y por último el recto femoral. Caterisano et al. (2002) encontraron que los patrones de activación de cada músculo respecto del total de activación del cuádriceps se mantenían a lo largo de las tres fases de la sentadilla: excéntrica, isométrica y concéntrica. A pesar de que los patrones de activación se mantuvieran, había diferencias de activación entre cada una de las fases del ejercicio. En la misma línea, Isear et al. (1997) obtuvieron patrones similares para los músculos del cuádriceps en el ejercicio de sentadilla.

La coordinación que muestran los diferentes músculos dentro de los isquiotibiales parece ser fundamental en la prevención de la lesión y también en la reducción del tiempo de rehabilitación (Schuermans, Van Tiggelen, Danneels, & Witvrouw, 2014). Cuando hablamos de coordinación intramuscular nos estamos refiriendo principalmente al porcentaje de activación de cada vientre muscular respecto del total del músculo y también al momento concreto en el que actúa cada vientre muscular. Una alteración del porcentaje de activación o un retraso en su activación pueden provocar un daño muscular o el aumento de la fatiga que soporta cada vientre muscular (Bourne, Schuermans, Witvrouw, Aagaard, & Shield, 2020; Schuermans et al., 2014).

En concreto, Schuermans et al. (2014) concluyeron que una menor actividad del semitendinoso provocaba un mayor trabajo del bíceps femoral y que esto causaba mayor índice de fatiga del mismo y por lo tanto, a la larga, una mayor predisposición a lesionarse. Resultados parecidos fueron encontrados por Schuermans, Van Tiggelen, Danneels, and Witvrouw (2016), que indicaron que un mayor trabajo del bíceps femoral sobre el semitendinoso causaba un mayor riesgo de lesión en la siguiente temporada y media en jugadores de fútbol. En la misma línea fueron los resultados encontrados por Ninos, Irrgang, Burdett, and Weiss (1997). Un trabajo de fuerza que incida ligeramente más en el semitendinoso respecto al bíceps femoral podría ser beneficioso para los isquiotibiales, por lo que sería aconsejable buscar este tipo de ejercicios tanto de forma preventiva, como luego en momentos de rehabilitación (Bourne et al., 2020; Bourne et al., 2017).

Estudios con EMG han mostrado que, sea cual sea el músculo que adquiere mayor predominancia en situaciones reales de juego como la carrera a alta velocidad, es negativo para esa musculatura en general. Dicha dependencia de un solo músculo de los isquiotibiales reduce la capacidad de fatiga de los mismos en tareas que están por encima del 20 % de su exigencia (Avrillon, Guilhem, Barthelemy, & Hug, 2018).

Aunque los patrones de activación de cada músculo respecto al total de activación del grupo muscular parecen claros, la literatura ha observado que dichos patrones varían con la fatiga (Pincivero, Gandhi, Timmons, & Coelho, 2006). Mientras que con fatiga los músculos del cuádriceps varían muy poco a lo largo del tiempo, la musculatura isquiotibial parece mostrar un comportamiento completamente diferente, ampliando las diferencias existentes entre los músculos de la musculatura posterior del muslo (Pincivero et al., 2000). La búsqueda de patrones consolidados de activación en la muestra específica del fútbol podría suponer un avance en la rehabilitación.

A la vista de lo anterior, sería recomendable enfocar el entrenamiento de la musculatura en función del objetivo concreto a alcanzar. Es por ello que el poder registrar la actividad muscular por medio de EMG ofrece una información muy relevante tanto de cara a conocer el estado del deportista, como en su proceso de rehabilitación tras una lesión. Los entrenamientos tendrán que ir dirigidos a todos los músculos, para obtener un equilibrio entre ellos. Si se observa un desequilibrio en el reparto de trabajo de un músculo sobre el resto, se podrá incidir en él (Bourne et al., 2020; Schuermans et al., 2014).

Por último, la musculatura isquiotibial también tiene que buscar una buena coordinación intermuscular, con músculos principalmente con acción en cadera y rodilla, para realizar las acciones motrices requeridas con eficacia y eficiencia. En esa coordinación intermuscular entra en juego la musculatura anterior del muslo, es decir, los cuádriceps, cuya acción en rodilla y cadera es fundamental en las acciones que intervienen los isquiotibiales.

1.9 Resumen del estado del arte. Carencias encontradas

El número de lesiones en el fútbol ha seguido incrementándose a lo largo de los años, con un protagonismo especial para la lesión de isquiotibiales tanto por su incidencia (12 %) como por su duración y su gran porcentaje de recaída. En cuanto al mecanismo de producción de la lesión, la mayoría de autores coinciden en situar las acciones de carrera a velocidades altas como las más propensas para la lesión, sobre todo en futbolistas. Dentro de la carrera, la última fase de balanceo es donde mayores índices de estrés se producen en la musculatura. Son numerosos los factores que afectan a la lesión de los isquiotibiales, siendo el haber tenido una lesión previa el más importante. Otro factor importante es el desequilibrio de los isquiotibiales respecto al cuádriceps. Dicho ratio se venía midiendo con máquinas isocinéticas, habiéndose desarrollado unos protocolos muy estandarizados para su utilización, sin embargo en los últimos años cada vez más clubs de fútbol han limitado su uso a momentos previos a la temporada, ya que son pruebas de una alta exigencia para los deportistas.

A raíz de la menor utilización de las máquinas isocinéticas como instrumento de valoración del ratio I/C, han surgido nuevas herramientas como la EMG que intenta aportar nuevas ventajas como son su uso durante cualquier momento de la temporada, la valoración en situaciones más específicas y también la posibilidad de valorar cada vientre muscular y no solo el músculo al completo. La herramienta de la EMG como instrumento de valoración de los desequilibrios musculares se ha utilizado de forma aislada y en la mayoría de veces con una muestra no específica del fútbol. Por lo tanto, se sugiere que la validación de su uso con futbolistas podría aportar nuevas conclusiones para su futuro uso como herramienta útil en el diagnóstico de la lesión en futbolistas. No se ha encontrado ningún estudio que utilice la EMG como herramienta prospectiva a lo largo de las temporadas en un equipo de fútbol.

En definitiva, se observa una carencia de estudios científicos que aporten un procedimiento para la medida del riesgo de la lesión de isquiotibiales. Hasta la fecha, los profesionales del fútbol solo disponen de un criterio basado en el uso de máquinas isocinéticas. Siendo conscientes de la dificultad que entraña desarrollar un test para la predicción y prevención de la lesión de isquiotibiales, proponemos un primer paso consistente en el desarrollo de una herramienta para la valoración del equilibrio muscular basada en la electromiografía de superficie. En el futuro, se pretende que esta metodología se convierta en un procedimiento para la predicción de la lesión de isquiotibiales que sea válido, fiable y económico.

II. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

Antes de enumerar las hipótesis y objetivos de la tesis, resulta necesario enmarcar el proyecto en su conjunto, para comprender mejor la finalidad del mismo. La tesis se engloba dentro un proyecto para el desarrollo de una herramienta que permita ayudar a la prevención y rehabilitación de la lesión de isquiotibiales en futbolistas a lo largo de las temporadas.

Para la validación de dicha herramienta mediante el uso de EMG, se han realizado dos estudios con objetivos diferentes y se han publicado los resultados en diversas revistas científicas. La herramienta que aquí se presenta, incluida toda la metodología, se ha empezado a usar en equipos de fútbol de manera prospectiva con la intención de recopilar datos de jugadores lesionados durante varias temporadas.

Objetivo general del proyecto:

- Desarrollar una herramienta aplicada a la prevención y rehabilitación de la lesión de isquiotibiales en fútbol.

2.1 Estudio 1: Actividad electromiográfica de cuádriceps e isquiotibiales durante la ejecución de los ejercicios de sentadilla búlgara y zancada en un equipo de fútbol profesional

Estudio realizado con el club de fútbol Rayo Vallecano de Madrid SAD B. Se registró la actividad eléctrica de cuádriceps e isquiotibiales durante la realización de los ejercicios de sentadilla búlgara y zancada y se usó la CVIM para normalizar los datos. Se tuvo en cuenta la pierna dominante de cada jugador a la hora de registrar y procesar los datos.

2.1.1 Hipótesis

1. La activación muscular será diferente entre pierna dominante y no dominante.
2. La activación de cada vientre muscular será diferente entre ejercicios.
3. Los patrones de activación variarán entre músculos.

2.1.2 Objetivo

- Analizar la coactivación de cuádriceps e isquiotibiales en ejercicios usados en la prevención y rehabilitación de la lesión de isquiotibiales mediante el uso de la CVIM.

2.2 Estudio 2: Valoración de la coactivación isquiotibiales/cuádriceps sin el uso de Contracción Voluntaria Isométrica Máxima

Estudio realizado con el equipo juvenil A del club de fútbol Atlético de Madrid. Se registró la actividad eléctrica de cuádriceps e isquiotibiales durante la realización de los ejercicios de sentadilla búlgara, zancada y sentadilla. No se usó la CVIM para normalizar los datos, sino que se normalizó cada vientre muscular respecto del total del músculo al completo. En este estudio, además, se utilizó un acelerómetro para poder diferenciar las fases dentro de cada ejercicio. Mediante la diferenciación de fases se pretendía mejorar el conocimiento de cómo se comportan los diferentes músculos en diferentes momentos y su posible transferencia a programas de rehabilitación con diferentes activaciones e intensidades. Se tuvo en cuenta la pierna dominante de cada jugador a la hora de registrar y procesar los datos.

2.2.1 Hipótesis

1. La activación muscular será diferente entre pierna dominante y no dominante.
2. La activación muscular será diferente en cada fase del ejercicio.
3. Existe un patrón de activación diferente entre ejercicios.
4. El ratio isquiotibiales/cuádriceps será diferente entre ejercicios.

2.2.2 Objetivo

- Analizar la coactivación de cuádriceps e isquiotibiales en ejercicios usados en la prevención y rehabilitación de la lesión de isquiotibiales sin el uso de la CVIM, diferenciando las fases en cada uno de los ejercicios.

III. MATERIAL Y MÉTODOS

3. MATERIAL Y MÉTODOS

3.1 Diseño del estudio

3.1.1 Estudio 1: Actividad electromiográfica de cuádriceps e isquiotibiales durante la ejecución de los ejercicios de sentadilla búlgara y zancada en un equipo de fútbol profesional

Se realizó un estudio descriptivo en un laboratorio de biomecánica deportiva, en el que se pidió a los participantes que realizaran la zancada y la sentadilla búlgara. Se utilizó la CVIM para normalizar los datos de EMG.

3.1.2 Estudio 2: Valoración de la coactivación isquiotibiales/cuádriceps sin el uso de Contracción Voluntaria Isométrica Máxima

Se realizó un estudio descriptivo en un laboratorio de biomecánica deportiva, en el que se pidió a los participantes que realizaran la zancada, la sentadilla y la sentadilla búlgara. Para este estudio, no se usó la CVIM como herramienta de normalización de la señal.

3.2 Participantes

3.2.1 Sujetos del Estudio 1: Actividad electromiográfica de cuádriceps e isquiotibiales durante la ejecución de los ejercicios de sentadilla búlgara y zancada en un equipo de fútbol profesional

La muestra estaba compuesta por un total de 17 jugadores (Figura 11), pertenecientes al club Rayo Vallecano de Madrid SAD B, Madrid (España).

3.2.2 Sujetos del Estudio 2: Valoración de la coactivación isquiotibiales/cuádriceps sin el uso de Contracción Voluntaria Isométrica Máxima

La muestra estaba compuesta por un total de 19 jugadores (Figura 11), pertenecientes al equipo de fútbol Atlético de Madrid Juvenil A, Madrid (España).

Figura 11. Características de la muestra

3.3 Criterios de inclusión y exclusión del estudio

Los criterios de inclusión en ambos estudios fueron:

- Contar con la autorización del cuerpo técnico y médico.
- Firma del consentimiento informado.
- Tener ficha con el club en el momento de la toma de datos.

Los criterios de exclusión fueron:

- Tener lesión en el momento de la toma de datos.
- Haber tenido una lesión previa en los miembros inferiores en los últimos 6 meses.

Todos los participantes tuvieron que firmar un consentimiento informado de la Universidad Politécnica de Madrid (Anexo I), el cual sigue las directrices de la declaración de Helsinki.

3.4 Registro de datos

La obtención de los datos se llevó a cabo en el laboratorio de biomecánica deportiva de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (INEF) de la Universidad Politécnica de Madrid (Figura 12). El diseño del estudio se planificó para poder registrar a todos los jugadores en cuatro semanas, un día por semana. Los futbolistas acudieron al laboratorio acompañados por un delegado del club y mediante un protocolo estandarizado, que se compone de marcación de puntos anatómicos, calentamiento, familiarización y registro, se obtuvieron los resultados. Los jugadores tuvieron que cumplimentar un cuestionario antes de realizar los test (Anexo II).

Figura 12. Laboratorio de biomecánica en INEF

3.5 Localización de los músculos

Para la localización y señalización de los músculos se siguió el protocolo de SENIAM (Tabla 4) (Recomendaciones Europeas para la colocación de los sensores (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000)). Lo primero que llevaba a cabo el sujeto al llegar al laboratorio era cambiarse y ponerse ropa deportiva, para después ser pesado y medido. La localización y marcación del sujeto siempre la realizaba la misma persona, para reducir la variabilidad en la colocación. Se colocaron sensores en el músculo del recto femoral, vasto medial, vasto lateral, bíceps femoral y semitendinoso.

Tabla 4. Localización de los sensores siguiendo las indicaciones del protocolo de SENIAM

MÚSCULO	LOCALIZACIÓN
RECTO FEMORAL (RF)	Al 50 % entre la espina ilíaca antero-superior y la parte superior de la rótula.
VASTO MEDIAL (VM)	Al 80 % entre la espina ilíaca antero-superior y el ligamento medial de la rodilla.
VASTO LATERAL (VL)	Al 66 % entre la espina ilíaca antero-superior y la parte lateral de la rótula.
BÍCEPS FEMORAL (BF)	Al 50 % entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo lateral de la tibia.
SEMITENDINOSO (ST)	Al 50 % entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo medial de la tibia.

En el correcto registro de la señal intervienen factores como la posición del electrodo de forma longitudinal, la posición de forma transversal y la orientación del mismo. Se siguieron las recomendaciones de Ramírez and Garzón (2013) para los sensores del cuádriceps: la orientación para el vasto lateral fue de 0°, 70° para el vasto medial y -20° para el recto femoral, tomando como referencia una línea trazada desde el origen a la inserción (Figura 13). Para la marcación se utilizó cinta métrica y lápiz antropométricos.

Recto femoral

Vasto medial

Vasto lateral

Bíceps femoral

Semitendinoso

Figura 13. Localización de los sensores en los músculos medidos en el estudio. El punto amarillo representa el punto exacto donde se coloca el electrodo

3.6 Procedimiento

3.6.1 Calentamiento

El calentamiento (Figura 14) estuvo dirigido por un preparador físico del club. Consistió en una carrera continua durante 7 minutos haciendo un recorrido marcado por conos en el propio laboratorio. Después, los jugadores realizaban ejercicios de movilidad articular y planchas de *core* durante 3 minutos más. Se optó por no llevar a cabo estiramientos estáticos, ya que existen estudios que lo desaconsejan porque puede influir en el rendimiento posterior, especialmente en ejercicios de fuerza (Hammami, Zois, Slimani, Russel, & Bouhlef, 2016; Simic, Sarabon, & Markovic, 2013). En total, el calentamiento duraba 10 minutos, puesto que algunos estudios han demostrado que un calentamiento corto puede ser igual de efectivo que uno largo (Van den Tillaar, Vatten, & Von Heimburg, 2017; Van den Tillaar & von Heimburg, 2016) y que es más importante la especificidad que el tiempo, por eso los jugadores hicieron ejercicios de aproximación a la técnica antes de hacer el registro (Van den Tillaar, Lerberg, & Von Heimburg, 2016). Se hizo hincapié en calentar bien el tren inferior, ya que iba a ser la zona que participaría con mayor predominancia en los ejercicios posteriores (Fradkin, Zazryn, & Smoliga, 2010).

PROTOCOLO DE CALENTAMIENTO

Figura 14. Protocolo de calentamiento

3.6.2 Ejercicios

Los jugadores ejecutaron 3 ejercicios (en el *Estudio 1 con Rayo Vallecano* solo hicieron zancada y sentadilla búlgara), realizando previamente repeticiones de aproximación a la técnica y familiarización y guiados en todo momento. Se realizaron 5 repeticiones con cada pierna y el ritmo ejecución era marcado externamente mediante un cronómetro: dos segundos de bajada, dos segundos de isométrico y dos segundos de subida. La carga externa era del 15 %. Entre cada una de las piernas se hizo un descanso completo de 2,5 minutos.

1- Zancada. El ejercicio de zancada consiste en adelantar una pierna y retrasar la otra (Figura 15). Desde esa posición y manteniendo el tronco recto se debe bajar flexionando ambas rodillas pero sin tocar el suelo. La rodilla de la pierna adelantada nunca debe sobrepasar la puntera del pie (Begalle et al., 2012; Farrokhi et al., 2008).

Figura 15. Ejecución del ejercicio de zancada

2-Squat monopodal o sentadilla búlgara. Consiste en adelantar una pierna y la pierna atrasada colocarla sobre una superficie elevada de 50 centímetros de alto (Figura 16). Desde esta posición inicial debe bajarse flexionando la rodilla adelantada, manteniendo el tronco recto (Andersen et al., 2014; Lockie et al., 2017).

Figura 16. Ejecución del ejercicio de sentadilla búlgara

3-Sentadilla. Según Chiu and Burkhardt (2011), los pies deben estar colocados a la anchura de los hombros (Figura 17) y el tronco recto. Desde la posición inicial, debe bajarse hasta una flexión de 90 grados (Comfort & Kasim, 2007).

Figura 17. Ejecución del ejercicio de sentadilla

3.7 Registro electromiográfico

Para el registro electromiográfico se utilizó el electromiógrafo inalámbrico Trigno TM Wireless System (Delsys, Inc. Massachusetts; U.S.A). Dicho sistema permitía a los jugadores realizar los ejercicios con total libertad de movimiento, pues está compuesto por una serie de electrodos superficiales colocados en cada uno de los músculos, más uno colocado en la espalda que se utilizará como acelerómetro para discernir las diferentes fases de los ejercicios, así como un aparato receptor y un software de captación (Figura 18).

Figura 18. Electromiógrafo utilizado

Todos los sistemas de electromiografía de superficie modernos funcionan de la misma manera: se sitúa el electrodo encima de la piel y éstos captan los potenciales de acción de cada músculo de forma analógica, para después convertirla en una señal digital. Es un proceso de 5 fases (Figura 19).

Figura 19. Proceso de registro de la señal electromiográfica, adaptado de Caballero, Duque, Ceballos, Ramirez, and Peláez (2002)

Los sensores del estudio (Tabla 5) tienen unas medidas de 37mm x 26mm x 15mm y un peso de 14g, y pueden registrar a la vez la señal de EMG y la acelerometría triaxial, con una autonomía de 8 horas y un tiempo de carga de 2 horas.

Tabla 5. Especificaciones de los sensores

ESPECIFICACIONES	
Rango de entrada	11 mV
Resolución	16 bit
Ancho de banda	20-450 Hz
Ruido (r.m.s)	<750 nV
Offset	<0.1 mV
Frecuencia de muestreo	111 s/se
Distancia entre electrodos	10,00 mm
Ganancia de la señal	909 V/V ± 5 %

3.8 Tratamiento de los datos

Para el tratamiento de los datos se utilizó el software EMGWORKS® (Delsys, Inc. Massachusetts; U.S.A). El primer paso del tratamiento de los datos consistió en el filtrado de la señal (Figura 20). Se optó por un filtrado Butterworth (Robertson & Dowling, 2003), paso banda, orden 2 con una atenuación de 40dB y un corte de frecuencias de entre 20-300 Hz (De Luca, Gilmore, Kuznetsov, & Roy, 2010; Mello, Oliveira, & Nadal, 2007; Potvin & Brown, 2004).

Figura 20. Representación de la actividad eléctrica filtrada en las 5 repeticiones de la sentadilla búlgara. Más tarde, se aplicó a la señal filtrada un Root Mean Square (RMS) (Fukuda et al., 2010) con una amplitud de las ventanas de 0,05 segundos y un solapamiento entre ventanas de 0,025 segundos y se quitó el offset de la señal (Figura 21).

Figura 21. Representación del Root Mean Square en las 5 repeticiones de la sentadilla búlgara

Para discernir las fases de los ejercicios (Estudio 2 Juvenil Atlético de Madrid), se utilizó la señal del acelerómetro colocado en la espalda de los jugadores (colocado de forma longitudinal) (Yoo, 2016), se superpuso la señal de EMG y la de acelerometría para saber qué fase era en cada momento y se obtuvo el RMS medio.

A continuación, se muestra la representación de cada vientre muscular respecto del total del músculo en una repetición del ejercicio sentadilla búlgara a modo de ejemplo.

Figura 22. Representación de la activación muscular del RF (azul) respecto de la activación del cuádriceps (naranja). F1=inicio de la bajada; F2=fin de la bajada e incio de fase isométrica; F3= fin de la fase isométrica e inicio de la subida;F4=fin de la subida

Figura 23. Representación de la activación muscular del VM (azul) respecto de la activación del cuádriceps (naranja). F1=inicio de la bajada; F2=fin de la bajada e inicio de fase isométrica; F3= fin de la fase isométrica e inicio de la subida; F4=fin de la subida

Figura 24. Representación de la activación muscular del VL (azul) respecto de la activación del cuádriceps (naranja). F1=inicio de la bajada; F2=fin de la bajada e inicio de fase isométrica; F3= fin de la fase isométrica e inicio de la subida; F4=fin de la subida

Figura 25. Representación de la activación muscular del BF (azul) respecto de la activación de los isquiotibiales (naranja). F1=inicio de la bajada; F2=fin de la bajada e inicio de fase isométrica; F3= fin de la fase isométrica e inicio de la subida; F4=fin de la subida

Figura 26. Representación de la activación muscular del ST (azul) respecto de la activación de los isquiotibiales (naranja). F1=inicio de la bajada; F2=fin de la bajada e inicio de fase isométrica; F3= fin de la fase isométrica e inicio de la subida; F4=fin de la subida

3.9 Normalización de la señal

3.9.1 Estudio 1: Actividad electromiográfica de cuádriceps e isquiotibiales durante la ejecución de los ejercicios de sentadilla búlgara y zancada en un equipo de fútbol profesional

Para el estudio realizado con los jugadores del Rayo Vallecano, se optó por normalizar la señal respecto a la CVIM de cada jugador. Se dividió el RMS medio de cada músculo respecto al RMS medio de ese músculo en CVIM. La CVIM se realizó mediante oposición manual. Para los músculos del cuádriceps se realizó una extensión de cuádriceps en banco sentado y para los músculos de la parte posterior se realizó el ejercicio de femoral tumbado.

3.9.2 Estudio 2: Valoración de la coactivación isquiotibiales/cuádriceps sin el uso de Contracción Voluntaria Isométrica Máxima

Para el estudio con los jugadores del Atlético de Madrid, se optó por normalizar la señal de cada vientre muscular respecto del total de actividad eléctrica de ese músculo. Por ejemplo, para normalizar la señal del recto femoral, se dividió la señal eléctrica de RF entre la señal eléctrica del total del cuádriceps (recto femoral + vasto medial + vasto lateral).

3.10 Análisis estadístico

El análisis estadístico se llevó a cabo usando el software SPSS 23.0 (Armonk, NY: IBM Corp). El nivel de significación para ambos estudios se estableció en 0,05 y el tamaño del efecto se determinó mediante eta cuadrado parcial.

En el Estudio 1, se llevó a cabo un análisis de la varianza con las siguientes variables: ejercicio (2), músculo (5), pierna (2). Las comparaciones a posteriori se llevaron a cabo mediante la prueba de Bonferroni. En el Estudio 2, se llevó a cabo un análisis de la varianza con 4 variables independientes: piernas (2), músculos (5), fases (3) y ejercicios (3). Las comparaciones a posteriori se realizaron asimismo mediante la prueba de Bonferroni.

IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1 Resultados Estudio 1: Actividad electromiográfica de cuádriceps e isquiotibiales durante la ejecución de los ejercicios de sentadilla búlgara y zancada en un equipo de fútbol profesional

El propósito de este estudio era registrar la activación de los isquiotibiales y cuádriceps durante la zancada y la sentadilla búlgara. La EMG se utilizó como herramienta para el registro de la señal de los jugadores de fútbol. Observando los resultados, el ejercicio de sentadilla búlgara sería la mejor opción para fortalecer los músculos tanto del cuádriceps como de los isquiotibiales, ya que presenta mayor activación que la zancada.

La sentadilla búlgara también propició mejores resultados de coactivación (ratio I/C) que la zancada. En este estudio la CVIM se utilizó para normalizar los datos.

- La hipótesis 1 se rechaza, porque no se encontraron diferencias significativas entre piernas.
- La hipótesis 2 se confirma parcialmente, ya que la activación muscular difirió en todos los músculos entre ambos ejercicios excepto en el RF.
- La hipótesis 3 se confirma, porque la activación muscular difiere entre músculos.

4.1.1 Efecto pierna

No se encontraron diferencias significativas entre ambas piernas ($p > 0,05$). De igual manera, los efectos cruzados del ejercicio por pierna y del músculo por pierna no fueron significativos ($p > 0,05$). Por lo tanto, en las comparaciones sucesivas, se utilizó como variable la media de las dos piernas.

La asimetría entre pierna dominante y no dominante es común en numerosos deportistas, no sólo en futbolistas, sobre todo en deportes que implican un manejo del balón, en este

caso con el pie (Navandar et al., 2018). Hay autores que identifican una marcada diferencia bilateral con un mayor riesgo de lesión de la musculatura isquiotibial (Croisier et al., 2008; Fousekis et al., 2011).

Hasta ahora, la mayoría de estudios analizaban los desequilibrios musculares de fuerza mediante máquinas isocinéticas (Araújo et al., 2017; Bishop et al., 2018; Cortis et al., 2009; Hart et al., 2016; Hoshikawa et al., 2009; Rahnama et al., 2005; Risberg et al., 2018). Autores como Croisier et al. (2008) encontraron que prácticamente la mitad de los deportistas analizados (47 %) tenían un desequilibrio entre piernas, utilizando una tolerancia del 15 %. Fousekis et al. (2011) en su estudio concluyeron que el 89 % de los sujetos mostraron diferencias significativas entre piernas en fuerza concéntrica, excéntrica e isocinética. A diferencia de los estudios con máquinas isocinéticas, muy numerosos, se ha prestado poca atención al estudio de la bilateralidad con EMG.

Mondal et al. (2014) observaron en su estudio con futbolistas que los jugadores tenían mayor activación de los músculos en su pierna dominante. La principal diferencia de los estudios hechos con EMG y el nuestro es el nivel de los jugadores. Los jugadores de nuestro estudio eran de alto nivel, algunos de ellos habían debutado en primera división con sus equipos, lo que les confiere unas características específicas. Cuanto mayor nivel de juego se tiene, menores diferencias entre piernas se encuentran (Fousekis, Tsepis, & Vagenas, 2010).

4.1.2 Efecto ejercicio

La activación muscular en los dos ejercicios propuestos (zancada y sentadilla búlgara) (Tabla 6) fue significativamente diferente ($F_{4,24}=28,076$; $p<0,001$; $\eta^2_p=0,72$). Todos los músculos, excepto el RF, mostraron una mayor activación en el ejercicio de sentadilla búlgara comparado con la zancada.

Tabla 6. Media, Desviación Típica e Intervalo de Confianza (95 %) del RMS % de cada músculo respecto a su Contracción Voluntaria Isométrica Máxima

Ejercicio	Músculo	RMS %		
		Media±DT	IC 95 %	
Zancada	Recto Femoral	23,02±3,03	16,80	29,25
	Vasto Medial	81,04±8,17	64,28	97,81
	Vasto Lateral	56,59±5,99	44,29	68,89
	Bíceps Femoral	14,58±1,51	11,48	17,67
	Semitendinoso	23,22±1,97	19,18	27,26
Sentadilla Búlgara	Recto Femoral	26,98±3,31	20,19	33,77
	Vasto Medial	94,90±9,20	76,03	113,77
	Vasto Lateral	68,57±7,04	54,13	83,01
	Bíceps Femoral	21,00±2,09	16,70	25,29
	Semitendinoso	30,96±2,56	25,71	36,21

La activación del cuádriceps como grupo muscular conjunto fue significativamente diferente entre los dos ejercicios ($F_{1,27}=22,0$; $p<0,001$; $\eta^2_p=0,449$); también fue significativamente diferente para los isquiotibiales ($F_{1,27}=11,883$; $p<0,001$; $\eta^2_p=0,398$). El ratio I:C fue similar en los dos ejercicios: $0,43\pm0,05$ en zancada y $0,50\pm0,06$ en sentadilla búlgara (Tabla 7).

Tabla 7. Media, Desviación Típica e Intervalo de Confianza (95 %) del RMS % de cuádriceps e isquiotibiales respecto a su Contracción Voluntaria Isométrica Máxima y el ratio I/C

Ejercicio	Músculo	RMS %		
		Media±DT	IC 95 %	
Zancada	Cuádriceps	53,55±4,98	43,34	63,77
	Isquiotibiales	18,90±1,43	15,96	21,84
	I:C ratio	0,43±0,05	0,33	0,54
Sentadilla Búlgara	Cuadriceps	63,48±5,30	52,61	74,36
	Isquiotibiales	25,98±1,97	21,94	30,02
	I:C ratio	0,50±0,06	0,37	0,62

Todos los músculos, excepto el RF, mostraron mayores activaciones en el ejercicio de sentadilla búlgara que en la zancada. La activación muscular puede ser categorizada en

función de su % CVIM en 4 categorías: nivel de activación bajo (0-20 % CVIM); nivel de activación moderado (24-40 % CVIM); nivel alto (41-60 % CVIM) y por último muy alto (>60 % CVIM) (DiGiovine et al., 1992; Krause et al., 2018).

Se ha sugerido que, para una ganancia óptima de fuerza, los músculos deberían activarse un 50 % o más de su CVIM (Ayotte, Stetts, Keenan, & Greenway, 2007). Los resultados de este estudio parecen indicar que el ejercicio de sentadilla búlgara es mejor que el de zancada para la ganancia de fuerza, ya que presenta mayores porcentajes de activación tanto en cuádriceps como en isquiotibiales, coincidiendo con Aguilera et al. (2019). Lo anterior no parece aplicable para el músculo RF, para el que no se encontraron diferencias significativas. Esto podría deberse a que el RF trabaja de forma similar para el control de cadera y rodilla, como reportaron estudios previos (Krause et al., 2018). Otro aspecto importante fue que aunque el cuádriceps se activó por encima del 50 % de su CVIM, los isquiotibiales lo hicieron por debajo del 30 %. Esto se podría explicar por el hecho de que los isquiotibiales trabajan excéntricamente para controlar la cadera en la fase de bajada (excéntrica). Sería aconsejable realizar estudios comparando las diferentes fases del ejercicio para ver si se encuentran diferencias en la activación.

Analizando los dos ejercicios propuestos, todo parece indicar que la ejecución de ejercicios con una estabilidad baja como el ejercicio de sentadilla búlgara (con un apoyo del pie elevado) causa mayores demandas musculares que ejercicios más estables, en este caso la zancada, en la línea de lo dispuesto por otros autores (Aguilera et al., 2019). Por lo tanto, una acción para aumentar la activación dentro de un mismo ejercicio sería dotarlo de una cierta inestabilidad. La situación más inestable de la sentadilla búlgara podría provocar que el tronco se inclinara ligeramente más que durante la zancada, aumentando la masa que cae encima de la pierna adelantada, y aumentando así la exigencia necesaria para la flexión y extensión de la rodilla en la sentadilla búlgara (Hewett & Myer, 2011;

Horan, Watson, Carty, Sartori, & Weeks, 2014; Monajati, Larumbe-Zabala, Goss-Sampson, & Naclerio, 2019).

Numerosos estudios han reportado la activación de los cuádriceps respecto a su CVIM, aunque algunos de ellos solo midieron algún músculo concreto (Ayotte et al., 2007) y no varios como nosotros. Todos determinaron estos músculos como extensores de rodilla y los consideraron como tal. Ayotte et al. (2007) describieron una activación de entre un 40 % CVIM y un 60 % CVIM en todos sus ejercicios propuestos, todos ellos a una sola pierna. Beutler et al. (2002) obtuvieron una activación del 67 % CVIM para el squat a una pierna. Por lo tanto, nuestros datos están en la línea de lo que la literatura ha obtenido, aunque nuestra muestra fue más específica al ser jugadores de fútbol.

Si comparamos la activación de los isquiotibiales en los dos ejercicios propuestos, observamos que la sentadilla búlgara provoca mayor activación. Esto podría deberse a un mayor rango de flexión a la hora de realizar el ejercicio, y por lo tanto un mayor rango de extensión de cadera para volver a su posición inicial, de manera que ambos movimientos incrementarían la activación de la parte posterior del muslo (Gorsuch et al., 2013). Resultados similares para el ejercicio de zancada se obtuvieron en el estudio de Bourne et al. (2017). Los datos obtenidos siguen la misma tendencia que los encontrados por la literatura en cuanto a activación respecto a la CVIM de los isquiotibiales. Beutler et al. (2002) reportaron una activación media del 20 % CVIM para el ejercicio de sentadilla a una pierna. La activación ligeramente menor en los ejercicios propuestos por Ayotte et al. (2007) para rehabilitación (9 % CVIM-15 % CVIM) podría deberse a que los sujetos no eran deportistas y además realizaron los test sin carga externa adicional.

Si bien es cierto que el porcentaje de CVIM es importante para estimular el músculo y por lo tanto ganar fuerza y mejorar la activación voluntaria, la selección del ejercicio

puede ser igual o más importante tratándose de las implicaciones en la rehabilitación (ACSM, 2009). Existe mucha controversia acerca de los ejercicios propuestos para la rehabilitación de los isquiotibiales y concretamente el BF (Bourne et al., 2017; Croisier et al., 2008; Opar et al., 2013a; Timmins, Shield, Williams, Lorenzen, & Opar, 2015).

En cuanto a los ratios, un ratio por debajo de 1 indica que el ejercicio tiene una actividad predominante del cuádriceps. En nuestro estudio, el ratio en los dos ejercicios fue mayor que el obtenido por otros investigadores (Begalle et al., 2012; Beutler et al., 2002; Ekstrom et al., 2007; Monajati et al., 2019). Que nuestro ratio fuera mayor que el descrito por otros autores puede deberse a que en nuestro estudio los jugadores realizaron los ejercicios con una carga externa, y esto podría ocasionar una mayor acción de la cadera respecto a la rodilla (Riemann, Lapinski, Smith, & Davies, 2012). Además, la mayoría de estudios que se describen son con sujetos *amateur*, que no practican deporte con asiduidad sino simplemente son activos, por lo que nuestra muestra específica podría también explicar los mayores ratios, cercanos a lo que la literatura describe como óptimo (0,6).

Monajati et al. (2019) obtuvieron un ratio I/C EMG % CVIM de 0,20 para las futbolistas mujeres de segunda división inglesa que estudiaron. El mismo ratio I/C EMG % CVIM lo obtuvieron otros investigadores (Beutler et al., 2002). 0,14 fue el ratio EMG % CVIM que reportaron Ekstrom et al. (2007) con futbolistas masculinos para el ejercicio de zancada, pero sin carga externa.

La coactivación mostrada en nuestro estudio para ambos ejercicios es beneficiosa para la rehabilitación del ligamento cruzado anterior y los isquiotibiales (More et al., 1993), aunque la sentadilla búlgara sería la mejor de las dos opciones analizadas. Los resultados confluyen con los reportados por otros investigadores, mostrando que los ejercicios

monopodales pueden ser una buena opción para producir buenos ratios I/C (Dedinsky et al., 2017).

El mayor ratio I/C en la sentadilla búlgara respecto a la zancada podría deberse a la activación de los isquiotibiales en mayor medida que el incremento de los cuádriceps. Si nos fijamos en el BF, la mayor activación en la sentadilla búlgara puede ser explicada por la inclinación del tronco. La actividad de los cuádriceps fue un 18,5 % mayor en la sentadilla búlgara que en la zancada, mientras que el incremento en los isquiotibiales fue de un 37,5 %. El menor aumento del cuádriceps puede ser debido a que los músculos del cuádriceps están trabajando cerca de su máximo y que el trabajo de mantenimiento de la posición de la cadera por parte de los isquiotibiales aumentaría si se incrementa la carga externa de los sujetos.

En el proceso de recuperación de una lesión, el patrón de activación puede ser empleado para saber cuándo un jugador está como antes de lesionarse, Es por ello que las mediciones con EMG se lleven a cabo a lo largo de toda la temporada (Begalle et al., 2012).

4.1.3 Efecto músculo

Se encontraron diferencias significativas tanto para la zancada ($F_{4,24}=49,315$; $p<0,001$; $\eta^2_p=0,89$) como para la sentadilla búlgara ($F_{4,24}=28,076$; $p<0,001$; $\eta^2_p=0,82$). En la zancada (Tabla 5), la actividad en el RF ($23,02\pm3,03$ %) fue más pequeña ($p<0,05$) que en el VM ($81,04\pm8,17$ %) y VL ($56,59\pm5,99$ %). No se encontraron diferencias entre el RF y BF ($14,58\pm1,51$ %) y el ST ($23,22\pm1,97$ %).

La actividad eléctrica del VM y VL fue significativamente mayor que la del RF y que la de los isquiotibiales ($24,45$ %; $p=0,023$). EL BF tuvo menos activación que el ST ($p<0,05$). EL mismo patrón de activación se encontró en el ejercicio de sentadilla búlgara,

con la única diferencia de que en este ejercicio el VM y VL no tuvieron diferencias significativas ($p=0,05$).

Si analizamos la activación de todo el grupo muscular al completo de cuádriceps (RF+VM+VL) y de isquiotibiales (BF+ST) durante la zancada, los cuádriceps ($53,55 \pm 4,98$ %) se activaron significativamente más que los isquiotibiales ($18,90 \pm 1,43$ %) ($p < 0,05$). En la sentadilla búlgara, la activación de cuádriceps fue de $63,48 \pm 5,30$ % y la de los isquiotibiales fue de $25,98 \pm 1,97$ % dando un ratio de $0,50 \pm 0,06$.

Al analizar la actividad muscular por grupo completo de músculos, dentro del cuádriceps el músculo que más se activó fue el VM, seguido del VL y por último el RF. En los isquiotibiales, el BF mostró menor porcentaje de activación que el ST. Los resultados fueron similares a los obtenidos para el ejercicio de zancada por Pincivero et al. (2000) y para el ejercicio de sentadilla búlgara por Caterisano et al. (2002). Sin embargo, habría que ver si esas diferencias se ven en las distintas fases del ejercicio, ya que de ser así podría indicar un patrón y una sinergia de trabajo (Housh et al., 1995). Similares resultados fueron obtenidos por otros autores estudiando los mismos músculos a distintas intensidades respecto a la CVIM (Vaz, Zhang, Herzog, Guimaraes, & MacIntosh, 1996). La menor activación del RF respecto al VM y VL podría suponer una menor fatiga en la repetición de los ejercicios, algo que podría estar justificado en su condición de músculo biarticular (Ebenbichler et al., 1998). Curiosamente, patrones de activación similares se han encontrado en movimientos específicos como un lanzamiento de precisión (VM>VL>RF) (Scurr, Abbott, & Ball, 2011). Al igual que en nuestro estudio, la inclinación del tronco en el golpeo sería la responsable de los valores bajos en el RF.

En la zancada, la activación del VM ($81,04$ % CVIM) fue mayor que la activación del VL ($56,59$ % CVIM) y el RF ($23,02$ % CVIM). Estos valores son similares a los

reportados por otros autores (VM: 63 %, VL: 45,6 %-55 %, BF: 11,9 %) (Farrokhi et al., 2008; Irish, Millward, Wride, Haas, & Shum, 2010). Siguiendo a Farrokhi et al. (2008) la actividad eléctrica durante la zancada frontal depende de la posición del tronco respecto a la posición horizontal del cuerpo: cuando el tronco está flexionado la actividad eléctrica aumenta.

La mayor activación del ST (23,22 % CVIM) respecto al BF (14,58 CVIM) podría ser debida a que el ST durante la zancada se activa para minimizar la rotación externa de la tibia. Los porcentajes de activación encontrados van en la misma línea que los obtenidos por Bourne et al. (2017), que obtuvieron un 20 % para ambos músculos (% CVIM). Tsaklis et al. (2015) realizaron un estudio para examinar la actividad de varios músculos en diferentes situaciones y en el caso de la zancada obtuvieron unos porcentajes del 18 % CVIM para el BF y del 20 % CVIM para el ST, pero los sujetos realizaron los ejercicios sin carga adicional. Por lo tanto, el ejercicio de zancada podría ser una buena opción cuando se quiere trabajar en intensidades bajas los isquiotibiales (Brughelli & Cronin, 2008; Brukner et al., 2014). Los patrones de activación durante la sentadilla búlgara fueron similares a los obtenidos en la zancada y están en la línea de los reportados por otros autores (RF=32,72; BF=24,50; VM=64,58; VL=72,34 % MVIC) (Aguilera et al., 2019).

En resumen, para la sentadilla búlgara los sujetos tienden a activar su cuádriceps más de un 50 % CVIM, mientras que los isquiotibiales lo hacen cerca del 30 % CVIM, lo que proporciona un ratio I/C de 0,5 aproximadamente. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que la predominancia de activación de la parte anterior del muslo respecto a la posterior puede provocar que aumente la tensión sobre la rodilla (Beynnon et al., 1997). Dicho desequilibrio se desaconseja en las primeras etapas de la rehabilitación.

4.2 Resultados Estudio 2: Valoración de la coactivación isquiotibiales/cuádriceps sin el uso de Contracción Voluntaria Isométrica Máxima

- La hipótesis 1 se rechaza, ya que no hubo diferencias significativas entre pierna dominante y no dominante.
- La hipótesis 2 se confirma, porque se encontraron diferencias significativas en la activación en cada una de las fases.
- La hipótesis 3 se confirma, puesto que existe una activación diferente entre cada uno de los ejercicios, presentando un patrón de activación distinto cada uno de ellos.
- La hipótesis 4 se rechaza, ya que no se encontraron diferencias significativas en el ratio entre ejercicios.

4.2.1 Efecto pierna

Tanto el efecto principal del factor pierna ($F_{1, 13}=619$; $p=0,82$; $\eta^2_p=0,045$) como las diferencias en la activación intramuscular grupal entre pierna dominante y no dominante en cada fase del movimiento de cada músculo en los ejercicios analizados no fueron significativos. Por lo tanto, para las comparaciones sucesivas se utilizó como variable dependiente la activación media entre las dos piernas. Los resultados coinciden con los anteriormente mencionados para el *Estudio 1 Rayo Vallecana con CVIM*.

La predominancia de una pierna sobre otra se ha definido en función de la fuerza, coordinación y habilidad entre ambas piernas (Myer, Ford, & Hewett, 2004; Read, Oliver, De Ste Croix, Myer, & Lloyd, 2016). Una discrepancia de aproximadamente el 15 % entre ellas, en alguno de esos parámetros sería un indicador de una falta de equilibrio entre ellas y un posible predictor de lesiones (Croisier & Crielaard, 2000).

Los resultados muestran que no se encontraron diferencias significativas entre las piernas dominantes y no dominantes en la actividad eléctrica, otros estudios previos obtuvieron resultados similares con muestras profesionales o semiprofesionales (Hoshikawa et al., 2009; Zakas, 2006). Aunque el fútbol es un deporte asimétrico, las exigencias actuales del deporte hacen hincapié en el entrenamiento de ambos miembros por igual. Otro aspecto importante a considerar es que los participantes en este estudio eran jugadores jóvenes de élite, jugando en competiciones nacionales y europeas, y Fousekis et al. (2010) han sugerido que las diferencias entre piernas en la fuerza disminuyen con un aumento en el nivel de juego.

Otro factor importante que podría determinar que en nuestro estudio no se encuentren diferencias entre piernas, es la propia edad de los jugadores, ya que Atkins et al. (2016) identificaron diferencias entre piernas en los jugadores más jóvenes, independientemente de su nivel de juego, aunque no encontraron diferencias a partir de los 17 años, lo que según los autores se explica porque, en edades tempranas, el aumento rápido de la altura del sujeto podría incrementar las diferencias entre piernas. La edad de los 16-17 años sería el fin de la época de torpeza motora provocada por los rápidos cambios en el cuerpo (Lloyd, Oliver, Faigenbaum, Myer, & Croix, 2014; Philippaerts et al., 2006).

4.2.2 Patrón de activación intramuscular

Se encontraron diferencias significativas en la activación muscular entre los distintos músculos dentro del grupo muscular (cuádriceps e isquiotibiales) para cada uno de los ejercicios (Tabla 8): sentadilla búlgara ($F_{1,18}=331$; $p<0,001$; $\eta^2_p=0,80$), zancada ($F_{4,72}=114,5$; $p<0,001$; $\eta^2_p=0,86$) y sentadilla ($F_{1,16}=247,31$; $p<0,001$; $\eta^2_p=0,93$). En el cuádriceps, las comparaciones a posteriori mostraron que el VM mostró la mayor actividad, seguido por el VL y luego el RF, en todos los ejercicios ($p<0,001$). En los isquiotibiales, el ST tuvo mayor activación que el BF ($p<0,001$) para los ejercicios de

zancada y sentadilla búlgara. Sin embargo, en la sentadilla no se obtuvieron diferencias significativas entre los dos músculos isquiotibiales ($p=0,175$). Las comparaciones entre cada músculo en los diferentes ejercicios mostraron diferencias significativas en el patrón de activación ($F_{8,128}=2$; $p=0,03$; $\eta^2_p=0,93$).

Tabla 8. Media, Desviación Típica e Intervalo de Confianza (95 %) del porcentaje de activación de cada músculo, respecto del total del grupo muscular

Músculo	Sentadilla Búlgara			Zancada			Sentadilla		
	Media $\pm$ DT	IC 95 %		Media $\pm$ DT	IC 95 %		Media $\pm$ DT	IC 95 %	
RF(RF/RF+VM+VL)	14,83 $\pm$ 4,50 %*	12,66	17,00	16,56 $\pm$ 5,70 %*	13,81	19,31	18,69 $\pm$ 6,54 %*	15,54	21,84
VM(VM/RF+VM+VL)	56,35 $\pm$ 6,71 %*	53,12	59,58	58,85 $\pm$ 8,02 %*	54,98	62,72	53,41 $\pm$ 8,03 %*	49,54	57,28
VL(VL/RF+VM+VL)	29,17 $\pm$ 5,19 %*	26,67	31,67	25,71 $\pm$ 6,10 %*	22,77	28,65	28,67 $\pm$ 6,90 %*	25,34	32,00
BF(BF/BF+ST)	47,50 $\pm$ 10 %*	42,68	52,32	44,35 $\pm$ 6,93 %*	41,01	47,69	49,37 $\pm$ 9,50 %	44,79	53,95
ST(ST/BF+ST)	51,43 $\pm$ 11,22 %*	46,02	56,84	55,65 $\pm$ 6,94 %*	52,31	58,99	50,63 $\pm$ 9,50 %	46,05	55,21

*= $p<0,05$

En todos los ejercicios, se repitieron los patrones de activación muscular en el cuádriceps, predominando el vasto medial, seguido por el vasto lateral y finalmente el recto femoral (Figura 27). Estos resultados fueron similares a los obtenidos, con atletas *amateurs*, para el ejercicio de zancada (Pincivero et al., 2000), para el ejercicio de sentadilla búlgara (Caterisano et al., 2002; Schwanbeck et al., 2009) y para el de sentadilla (Paoli, Marcolin, & Petrone, 2009). El patrón similar de activación de cuádriceps e isquiotibiales podría indicar una sinergia de trabajo en los ejercicios propuestos (Housh et al., 1995). Asimismo, el patrón de activación puede ser utilizado después de una lesión como una forma de cuantificar cuándo el jugador ha recuperado su forma inicial, por lo que es importante que las pruebas EMG se realicen en diferentes momentos de la temporada.

Esto se puede aplicar en el caso del dolor recurrente a nivel del tendón rotuliano, donde la activación del vasto medial es el objetivo principal en las primeras etapas de la recuperación (Crossley, Bennell, Green, & McConnell, 2001).

Figura 27. Patrón de activación de cada músculo en cada ejercicio

En los isquiotibiales, la mayor activación intramuscular del semitendinoso respecto del bíceps femoral explica su predominio (Ninos et al., 1997; Wright et al., 1999). Una sinergia en los músculos isquiotibiales es importante para reducir el riesgo de una posible lesión (Wright et al., 1999). La sinergia de trabajo entre bíceps femoral y semitendinoso ayuda a reducir la tensión del primero (McMurry & Van Dolsen, 2011; Schuermans et al., 2014), que desempeña un papel fundamental en la lesión de isquiotibiales ya que el bíceps femoral se ve afectado en el 80 % de las lesiones de isquiotibiales (Thelen et al., 2006). Un papel importante del bíceps femoral es el de evitar la rotación interna de la

rodilla, por lo tanto habría que incidir en su trabajo para evitar una lesión de rodilla (Besier, Lloyd, & Ackland, 2003). La heterogeneidad del patrón de activación de los diferentes ejercicios debe tenerse en cuenta al desarrollar la fuerza de los músculos isquiotibiales (Bourne et al., 2017), y estos ejercicios ayudan a la coactivación de isquiotibiales y cuádriceps.

Similares resultados encontraron Ono et al. (2010) realizando ejercicio de flexión de rodilla cuando la intensidad era alta $ST > BF$, sin embargo a menores intensidades (50 % 1RM), el bíceps femoral tuvo mayor activación que el semitendinoso. En dicho estudio, achacan valores más altos del ST respecto al BF a su forma fusiforme y alargada, que podría favorecer el trabajo mecánico en situaciones de estrés como son los momentos de máxima tensión excéntrica en el músculo (Ono et al., 2010). El ST podría tener sensibilidades menores a intensidades altas como un gesto excéntrico rápido de carrera.

Resultados similares a los nuestros fueron los obtenidos por Moreira et al. (2015), en este caso los autores querían ver cómo varía la activación de cada músculo después de realizar ejercicios previos y acumular fatiga. El patrón de activación en el cuádriceps fue igual al nuestro ($VM > VL > RF$) y también en los isquiotibiales ($ST > BF$). Estos investigadores concluyeron que, ante similares actividades, el músculo del cuádriceps es más propenso a la fatiga que los isquiotibiales.

La literatura ha descrito una mayor incidencia en la lesión del bíceps femoral (Askling, Tengvar, Saartok, & Thorstensson, 2007). Los resultados de este estudio sugieren que los ejercicios propuestos activan más el ST que el BF. Por lo tanto, se sugiere que, para el BF en concreto, la carga externa introducida en ambos ejercicios no es suficiente para una activación óptima, de manera que se podrían considerar mayores cargas externas en fases de la rehabilitación posteriores.

Es importante remarcar que, al igual que en el presente estudio, otros autores han usado la actividad eléctrica sin normalizar respecto a la CVIM para comparar diferentes músculos y diferentes ejercicios (McCurdy et al., 2010; Saeterbakken, Andersen, & van den Tillaar, 2016). Saeterbakken et al. (2016) obtuvieron patrones de activación similar a los nuestros para la sentadilla, pero con menor RMS medio. La diferencia podría deberse a que la muestra de su estudio eran mujeres y que eran simplemente sujetos activos, pero no practicaban con asiduidad ningún deporte, lo que demuestra la importancia de que se realicen estudios con muestra específica, en este caso futbolistas de primer nivel.

Solo se han encontrado tres artículos en los que se comparen actividades musculares de sentadilla bilateral (la sentadilla normal) con sentadilla monopodal o sentadilla búlgara (Eliassen, Saeterbakken, & van den Tillaar, 2018; Jones, Ambegaonkar, Nindl, Smith, & Headley, 2012; McCurdy et al., 2010). Los resultados de McCurdy et al. (2010) son algo contradictorios a los nuestros, ya que la sentadilla búlgara tuvo mayor activación que la sentadilla normal para los isquiotibiales, pero para los músculos del cuádriceps fue al contrario, lo que podría deberse al excesivo grado de flexión de cadera de los sujetos en ese estudio.

Otro aspecto importante que comparten los tres ejercicios propuestos es que la coactivación de VM-ST es mayor que la activación de VL-BF, ya que la literatura ha descrito que activaciones mayores laterales producidas por VL-BF podrían provocar mayores fuerzas de cizallamiento en la rodilla. Además, una mayor predominancia de activación del BF sobre el ST en el total de fuerza ejercida en los isquiotibiales, sumado a un desequilibrio medial-lateral en el cuádriceps, aumentaría el valgo dinámico de la rodilla (Myer, Ford, & Hewett, 2005), lo que la literatura científica denomina *valgus collapse*.

A la hora de realizar los ejercicios, las indicaciones sobre la posición de la cadera tienen que ser muy claras por parte del cuerpo técnico, ya que la posición de la cadera es más determinante que la posición de la rodilla debido al mayor momento generado por la cadera (Hakins & Hull, 1990). La reducción de la base de sustentación, haciendo más inestable la sentadilla búlgara respecto a la sentadilla, tiene mayor efecto en los isquiotibiales que un mayor grado de flexión del tronco en la sentadilla. Se puede considerar al cuerpo mientras realiza los ejercicios como un péndulo invertido, donde el centro de gravedad se está moviendo constantemente durante la ejecución de los ejercicios y el tronco actúa para equilibrar el cuerpo (Gage, Winter, Frank, & Adkin, 2004).

4.2.3 Activación eléctrica durante las fases del ejercicio

Se encontraron diferencias significativas en la actividad eléctrica (RMS) entre las fases y en los tres ejercicios ($F_{2,26}=52,27$; $p=0,02$; $\eta^2_p=0,80$).

En el ejercicio de sentadilla búlgara (Figura 28), se encontraron diferencias significativas entre las fases ($F_{10,58}=12,18$; $p<0,001$; $\eta^2_p=0,68$). En todos los músculos del cuádriceps, la fase isométrica fue la que registró mayor actividad eléctrica ($p=0,01$). La fase de ascenso (concéntrica) tuvo mayor activación que la fase de descenso (excéntrica) ($p=0,03$). En los isquiotibiales, la fase de ascenso fue mayor que las otras dos ($p=0,02$) en ambos músculos, bíceps femorales y semitendinoso.

Figura 28. Activación medio de cada músculo en la Sentadilla Búlgara

En el ejercicio de zancada (Figura 29), se encontraron diferencias significativas entre las tres fases ($F_{10,54}=16,85$; $p<0,001$; $\eta^2_p=0,76$). En el recto femoral, vasto medial y vasto lateral, la fase isométrica tuvo mayor activación que la fase de descenso y ascenso ($p<0,001$), la fase de ascenso tuvo mayor activación que la fase de descenso ($p<0,001$). En el bíceps femoral, la fase de ascenso tuvo mayor activación que la fase isométrica y la fase de descenso ($p<0,001$); y la fase de descenso tuvo mayor activación que la fase isométrica ($p<0,001$). En el semitendinoso, las fases de descenso y ascenso tuvieron una activación similar ($p=0,07$).

Figura 29. Activación medio de cada músculo en la zancada

En el ejercicio de sentadilla (Figura 30) hubo diferencias significativas entre las fases ($F_{10,46}=8,04$; $p<0,001$; $\eta^2p=0,64$). En el recto femoral, la fase isométrica tuvo mayor activación que la fase de descenso y ascenso ($p=0,04$), y no hubo diferencias significativas entre la fase de ascenso y la fase de descenso ($p=0,09$). En el vasto medial, la fase isométrica tuvo mayor activación que la fase de descenso ($p<0,001$), no hubo diferencias significativas entre la fase isométrica y la fase de ascenso ($p=0,25$), y la fase de ascenso tuvo mayor activación que la fase de descenso ($p=0,04$). En el vasto lateral, la fase isométrica tuvo mayor activación que la fase de descenso ($p=0,02$), la fase de ascenso tuvo mayor activación que la fase de descenso ($p=0,03$), y no hubo diferencia entre la fase isométrica y la fase de ascenso ($p=0,87$). En el bíceps femoral y en el semitendinoso, la fase de ascenso tuvo la activación más alta ($p<0,001$).

Figura 30. Activación medio de cada músculo en la sentadilla

En el cuádriceps, y en todos los ejercicios, si comparamos la fase de subida y bajada, la mayor activación se produjo en la fase concéntrica o de subida, coincidiendo con estudios previos (Aspe & Swinton, 2014; De, Cantrell, & Schilling, 2014; Ebben & Jensen, 2002; Yavuz, Erdağ, Amca, & Aritan, 2015). En la fase concéntrica, hay una mayor activación generada por el mayor reclutamiento de fibras (Farina, Merletti, & Enoka, 2004; Pincivero et al., 2006), mientras que en la fase excéntrica, una mayor proporción de unidades motoras de contracción rápida están activas a expensas de un menor reclutamiento de otras unidades motoras para reducir la carga (Nardone, Romano, &

Schieppati, 1989). Este hallazgo ilustra la contribución de los isquiotibiales a la producción efectiva de fuerza en la fase concéntrica de la sentadilla. Existen dos teorías principales para justificar menos activación en la fase excéntrica que en la fase concéntrica. Por una parte se cree que la menor amplitud de EMG durante las fases excéntricas puede deberse al mayor predominio de la fuerza del tendón muscular producida por el alargamiento en la fase excéntrica (Laidlaw, Bilodeau, & Enoka, 2000). Otros autores, sin embargo, han propuesto que las diferencias en la amplitud EMG pueden deberse a diferentes vías neuronales para cada activación (Nardone et al., 1989). En esta línea, se ha apuntado a una mayor velocidad de conducción de las fibras musculares en fase concéntrica (Komi, Linnamo, Silventoinen, & Sillanpaa, 2000); además, la velocidad angular de la fase excéntrica suele ser menor que la velocidad angular de la fase concéntrica, lo que aumentaría esas diferencias (Matheso, Kernozek, Fater, & Davies, 2001). El mismo patrón de activación, aunque con diferentes valores, entre RF, VM y VL, durante las fases de los ejercicios, indicaría una sinergia de trabajo entre todos ellos, en la línea con lo descrito por Pincivero et al. (2000).

Si nos centramos en los isquiotibiales, el trabajo aislado de la fase excéntrica dentro de un ejercicio podría ser suficiente para mejorar la resistencia de los isquiotibiales ante una lesión futura (Bourne et al., 2017). Es importante señalar, llegados a este punto, que la naturaleza biarticular lleva a que, al realizar los ejercicios propuestos, debido a que en la fase excéntrica hay flexión de rodilla, pero también ligera flexión de tronco, la longitud de los isquiotibiales se alarga pero de forma reducida (Piper & Waller, 2001).

El conocimiento y uso de la activación en las diferentes fases se ha asociado con una mejora de los resultados en programas de rehabilitación de la lesión de isquiotibiales. Determinados autores sugieren que aislar los ejercicios según sus fases podría ser beneficioso, ya que la exposición constante ante estímulos excéntricos ha causado

beneficios en la mejora de la lesión de los isquiotibiales en futbolistas (Mjølsnes et al., 2004).

4.2.4 *Ratio isquiotibial (BF + ST) / cuádriceps (RF + VM + VL).*

El ratio I/C se calculó dividiendo la actividad total de los isquiotibiales (bíceps femoral + semitendinoso) entre la actividad total del cuádriceps (recto femoral + vasto medial + vasto lateral).

No hubo diferencias significativas entre el ratio de la pierna dominante y la no dominante ($F_{1,16}=1,47$; $p=0,24$; $\eta^2p=0,84$).

No se encontraron diferencias significativas en el ratio entre ejercicios ($F_{2,32}=0,74$; $p=0,48$; $\eta^2p=0,045$).

Se encontraron diferencias significativas en el ratio para cada una de las fases dentro de cada ejercicio ($F_{2,32}=36,15$; $p<0,001$; $\eta^2p=0,69$). Sin embargo, no se encontraron diferencias en el efecto fase por ejercicio (Tabla 9) ($F_{4,64}=1,14$; $p=0,34$; $\eta^2p=0,67$).

El ratio por fases se calculó dividiendo la actividad total de los isquiotibiales en fase excéntrica entre la actividad total del cuádriceps en fase excéntrica o de bajada; de igual modo, el ratio en la fase isométrica se calculó dividiendo la actividad total de los isquiotibiales en la fase isométrica, entre la actividad total del cuádriceps en la misma fase. Por último, el ratio en la fase de subida o concéntrica se calculó dividiendo la actividad total de los isquiotibiales entre la actividad total del cuádriceps, ambos en fase de subida.

Tabla 9. Media y Desviación Típica del ratio I/C en los 3 ejercicios en cada una de las fases

FASES	SENTADILLA BÚLGARA	ZANCADA	SENTADILLA
1-BAJADA	0,26±0,03	0,25±0,02	0,29±0,05
2-ISOMÉTRICA	0,15±0,02	0,13±0,02	0,13±0,02
3-SUBIDA	0,30±0,05	0,26±0,04	0,30±0,04

Numerosos estudios han encontrado activaciones altas del cuádriceps y bajas de los isquiotibiales, dando ratios I/C bajos (Begalle et al., 2012; Caterisano et al., 2002; Isear et al., 1997). La activación menor de los isquiotibiales respecto al cuádriceps podría deberse a la inhibición de estos últimos durante su acción como antagonista en acciones de extensión simultánea de rodilla y cadera (Yamashita, 1988).

Sentadilla Búlgara

Para el ejercicio de squat monopodal o sentadilla búlgara (Figura 31) no se encontraron diferencias significativas entre las dos piernas ($p>0,05$) pero sí entre las fases del ejercicio ($F_{2,17}=31,62; p<0,05; \eta^2p=0,78$). Las comparaciones a posteriori mediante la prueba de Bonferroni mostraron que el ratio de la fase 3 fue mayor que el ratio de las fases 1 y la 2. Por otro lado, el ratio de la fase 1 fue mayor que el ratio de la fase 2.

Figura 31. Ratio sentadilla búlgara en las 3 fases

Zancada

Para el ejercicio de zancada (Figura 32) no se encontraron diferencias significativas entre las dos piernas ($p>0,05$), pero sí entre las fases del ejercicio ($F_{2,34}=31,11$; $p<0,05$; $\eta^2p=0,65$). Las comparaciones a posteriori mostraron que el ratio obtenido en la fase 3 fue mayor que el obtenido en las fases 1 y 2. A su vez, el ratio de la fase 1 fue mayor que el de la fase 2.

Figura 32. Ratio zancada en las 3 fases

Sentadilla

Para el ejercicio de sentadilla (Figura 33) no se encontraron diferencias significativas entre las dos piernas ($p>0,05$), pero sí entre las fases del ejercicio ($F_{2,34}=19$; $p<0,05$; $\eta^2p=0,53$). Las comparaciones a posteriori mostraron que el ratio obtenido en la fase 3 fue mayor que el obtenido en las fases 1 y 2. El ratio de la fase 1 fue mayor que el ratio de la fase 2.

Figura 33. Ratio sentadilla en las 3 fases

Los ratios en deportistas se han estudiado en numerosas ocasiones, pero la mayoría de ellas con máquinas isocinéticas (Arder et al., 2015; Coombs & Garbutt, 2002; Croisier et al., 2008; Wright et al., 2009). Todos los estudios han asegurado que una buena coactivación entre cuádriceps e isquiotibiales es importante tanto para la musculatura posterior como para la propia articulación de la rodilla (Alentorn-Geli et al., 2009). La mayoría de autores han reportado que un ratio I/C por debajo de 0,6 medido con máquinas isocinéticas podría significar un aumento alto del riesgo de producirse una lesión en los isquiotibiales (Yeung et al., 2009).

También se han llevado a cabo estudios con futbolistas para ver cómo afecta la fatiga al ratio isocinético, observando que a mayor fatiga, mayor es la caída en la activación de los isquiotibiales respecto al cuádriceps (Delextrat, Baker, Cohen, & Clarke, 2011). Sin embargo, hasta la fecha, pocos estudios se han llevado a cabo con futbolistas usando la EMG como herramienta, en lugar de las máquinas isocinéticas (Torres et al., 2020).

El mayor ratio en la fase de subida que en la de bajada tanto en zancada como en sentadilla bñulgara puede ser algo bueno para reducir el daño en la rodilla, ya que actúa asistiendo al ligamento cruzado anterior en la disminución de la fuerza de rozamiento de la tibia

(More et al., 1993), incrementando la rigidez de la rodilla (Baratta et al., 1988). El papel de los isquiotibiales en el control de la estabilidad de la rodilla es fundamental, pero lo es más si durante la ejecución del movimiento hay una coactivación entre el cuádriceps y los isquiotibiales (Draganich & Vahey, 1990; More et al., 1993).

Algunos autores se han mostrado reticentes a utilizar la zancada, la sentadilla búlgara y la sentadilla como herramienta para el desarrollo de un buen ratio de coactivación y concretamente para la fase de subida, ya que consideran que al haber una extensión de cadera y de rodilla en la fase de subida, percutirá en desarrollar mayores niveles de activación en cuádriceps y menores en isquiotibiales (Yamashita, 1988). En nuestro caso, los resultados muestran que la fase de subida o concéntrica es la que mayor ratio presenta en los tres ejercicios (Tabla 9).

En su estudio, Isear et al. (1997) concluyeron que los isquiotibiales aunque se activaran 5 veces menos que el cuádriceps, es decir, un ratio I/C mucho inferior al nuestro, serían capaces de fijar la rodilla apropiadamente, aunque dicha tensión influiría en la fatiga de los isquiotibiales y probablemente en su posibilidad de lesión. A nivel práctico, McCurdy et al. (2010) sugirieron que el orden recomendado de ejercicios, cuando se desarrolla un programa de rehabilitación o de entrenamiento sería incluir primero la sentadilla por tener una base más estable, luego la zancada y por último la sentadilla búlgara por tener la condición de más inestable de los tres.

V. CONCLUSIONES

5. CONCLUSIONES

5.1 Conclusiones generales

1. Desarrollo de un test de valoración del riesgo de lesión. Se ha desarrollado una metodología nueva que permite valorar el equilibrio muscular de forma fiable y que puede ser aplicada durante la temporada competitiva. Esta metodología se basa en la utilización de ejercicios tipo utilizados en la prevención y rehabilitación de la lesión. La aplicación de esta metodología en jugadores de fútbol profesional nos ha permitido demostrar que existen patrones de activación muscular consistentes que podrán ser tomados como referencia en un futuro para el desarrollo de un test de predicción de la lesión.
2. Coactivación isquiotibiales-cuádriceps en ejercicios para la prevención de la lesión. Con el uso de la metodología presentada, se han obtenido una serie de datos de coactivación que pueden ayudar a la valoración y prevención de la lesión. En primer lugar, con la utilización de la CVIM se han encontrado ratios I/C muy consistentes y cercanos a lo que otros autores han reportado, tanto con el uso de máquinas isocinéticas como también con EMG. Por otro lado, también se han encontrado ratios de coactivación sin la normalización con prueba máxima. El registro no solo de la actividad muscular del músculo al completo, sino también de cada vientre muscular por separado, abre la posibilidad de realizar planes de entrenamientos mucho más específicos enfocados a un vientre muscular concreto, ya que, en ocasiones, los déficits encontrados en los ratios tienen origen en un desequilibrio de músculos específicos. El poder obtener unos ratios consistentes tanto con el uso de la prueba máxima, como sin ella, abre la posibilidad a que los clubs de fútbol dispongan de una herramienta para la valoración del riesgo de lesión en cualquier momento de la temporada, ya que estos test permiten ajustar

el nivel de exigencia de la prueba. Los resultados obtenidos en el estudio abren la puerta a un nuevo estudio utilizando esta metodología de manera prospectiva para relacionar la lesión de isquiotibiales con los ratios. Dicho estudio se está llevando a cabo en la actualidad y se espera que al finalizar la próxima temporada se disponga de datos suficientes para obtener nuevas conclusiones sobre la relación de lesionados con los datos aquí reportados.

5.2 Conclusiones Estudio 1: Actividad electromiográfica de cuádriceps e isquiotibiales durante la ejecución de los ejercicios de sentadilla búlgara y zancada en un equipo de fútbol profesional

1. En este estudio se analizaron diferentes ejercicios, utilizados de forma habitual por los equipos de fútbol tanto para el trabajo de la fuerza a modo preventivo, como para el trabajo de la rehabilitación tras una lesión. Para los dos ejercicios se encontró un mismo patrón de activación (VM>VL>RF) y (ST>BF). Dicho patrón podría ser usado en procesos de recuperación de una lesión, para cuantificar cuándo un jugador ha llegado a su estadio previo a la lesión.
2. En término de activaciones totales para el cuádriceps e isquiotibiales, el ejercicio de sentadilla búlgara mostró ser el mejor tanto para el trabajo de fuerza como para el trabajo de la sinergia de trabajo entre la parte posterior y anterior (ratio I/C), con mejores valores de % CVIM y ratio que la zancada.
3. Los ejercicios con ligera inestabilidad parecen apropiados para el trabajo tanto de fuerza como de la estabilidad de la rodilla.
4. La no diferencia entre piernas, reafirma la idea de que a mayor nivel de juego, menores diferencias entre piernas.
5. En la línea de la literatura científica, los dos ejercicios propuestos se muestran muy recomendables para aplicar en fases iniciales de rehabilitación de la lesión de isquiotibiales.

5.3 Conclusiones Estudio 2: Valoración de la coactivación isquiotibiales/cuádriceps sin el uso de Contracción Voluntaria Isométrica Máxima

1. La actividad muscular tanto de cuádriceps como de isquiotibiales en los ejercicios propuestos no fue significativamente diferente entre piernas. La no diferencia podría estar asociada a la edad y al nivel de juego.
2. Respecto al patrón de activación de cada músculo respecto del grupo muscular al completo, el músculo que mayor activación tuvo en todos los ejercicios fue el vasto medial, seguido del vasto lateral y por último el recto femoral. En los isquiotibiales, el semitendinoso tuvo mayor porcentaje de activación que el bíceps femoral tanto en zancada como en sentadilla búlgara, pero no hubo diferencias en el ejercicio de sentadilla.
3. El mismo patrón, encontrado con y sin CVIM ($VM > VL > RF$) y ($ST > BF$), puede justificar el uso de EMG sin CVIM cuando no sea posible el uso de la normalización con la prueba máxima.
4. En los tres ejercicios propuestos (zancada, sentadilla búlgara y sentadilla) la fase isométrica fue la que mayor activación tuvo en el cuádriceps, seguida de la concéntrica o de subida y por última la excéntrica o fase de bajada. En los isquiotibiales, la fase concéntrica fue la que mayor activación mostró.
5. En cuanto al ratio, no se apreciaron diferencias significativas en el ratio entre los ejercicios propuestos, pero sí hubo diferencias entre fases del ejercicio.

VI. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

6. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Las principales limitaciones del estudio fueron:

1. La muestra limitada en ambos estudios. Sería recomendable realizar el mismo estudio con más equipos, sin embargo, conseguir autorización para registrar a jugadores de alto nivel no resultó fácil, y especialmente para realizarlo durante la temporada.
2. Hubiera sido aconsejable realizar el mismo test durante varios momentos de la temporada, pero los equipos de fútbol no accedieron a nuestra petición argumentando la excesiva carga de partidos y entrenamientos que tenían.
3. El perfil de alto nivel de los jugadores dificulta su comparación con muestras de menos nivel.
4. No registrar los grados de movilidad de las articulaciones durante la ejecución de los ejercicios.

VII. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

7. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Diversas líneas de investigación surgen tras los resultados de nuestro estudio:

La principal línea de investigación que se desprende de este trabajo sería:

- Realizar un estudio prospectivo de varias temporadas, para relacionar los valores de EMG con los jugadores lesionados.

Otras futuras líneas de investigación:

- Realizar un estudio comparativo entre futbolistas de diferente nivel competitivo.
- Realizar un estudio comparativo con entre el ratio obtenido con máquinas isocinéticas y el seguido por nuestro protocolo.
- Registrar a la vez EMG con tecnología 3D para obtener ángulos de articulaciones.

VIII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

8. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Magnusson, S. P., Larsson, B., & Dyhre-Poulsen, P. (1998). A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(2), 231-237.
- ACSM. (2009). American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc*, 41(3), 687-708. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181915670
- Adams, K. (2002). Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(2), 364-380.
- Aguilera, J., Buscà, B., Morales, J., Solana-Tramunt, M., Fort-Vanmeerhaeghe, A., Rey-Abella, F., . . . Pena, J. (2019). Muscle activity of Bulgarian squat. Effects of additional vibration, suspension and unstable surface. *PloS one*, 14(8).
- Albertus-Kajee, Y., Tucker, R., Derman, W., Lamberts, R. P., & Lambert, M. I. (2011). Alternative methods of normalising EMG during running. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(4), 579-586.
- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C., & Cugat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17(7), 705-729.
- Alkner, B. A., Tesch, P. A., & Berg, H. E. (2000). Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(2), 459.
- Andersen, Fimland, M., Brennset, Ø., Haslestad, L., Lundteigen, M., Skalleberg, K., & Saeterbakken, A. (2014). Muscle activation and strength in squat and bulgarian

- squat on stable and unstable surface. *International journal of sports medicine*, 35(14), 1196-1202.
- Andersen, Magnusson, S. P., Nielsen, M., Haleem, J., Poulsen, K., & Aagaard, P. (2006). Neuromuscular Activation in Conventional Therapeutic Exercises and Heavy Resistance Exercises: Implications for Rehabilitation. *Physical Therapy*, 86(5), 683-697. doi: 10.1093/ptj/86.5.683
- Araújo, S. R. S., Medeiros, F. B., Zaidan, A. D., Pimenta, E. M., Abreu, E. A. d. C., & Ferreira, J. C. (2017). Comparison of two classification criteria of lateral strength asymmetry of the lower limbs in professional soccer players. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*, 19(6), 644-651.
- Ardern, C. L., Pizzari, T., Wollin, M. R., & Webster, K. E. (2015). Hamstrings strength imbalance in professional football (soccer) players in Australia. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(4), 997-1002.
- Arnason, A., Andersen, T., Holme, I., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2008). Prevention of hamstring strains in elite soccer: an intervention study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 18(1), 40-48.
- Arnason, A., Gudmundsson, A., Dahl, H., & Johannsson, E. (1996). Soccer injuries in Iceland. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 6(1), 40-45.
- Askling, C., Karlsson, J., & Thorstensson, A. (2003). Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 13(4), 244-250.
- Askling, C., Nilsson, J., & Thorstensson, A. (2010). A new hamstring test to complement the common clinical examination before return to sport after injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18(12), 1798-1803.

- Askling, C., Tengvar, M., Saartok, T., & Thorstensson, A. (2007). Acute first-time hamstring strains during high-speed running: a longitudinal study including clinical and magnetic resonance imaging findings. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(2), 197-206.
- Askling, C., Tengvar, M., & Thorstensson, A. (2013). Acute hamstring injuries in Swedish elite football: a prospective randomised controlled clinical trial comparing two rehabilitation protocols. *Br J Sports Med*, bjsports-2013-092165.
- Aspe, R. R., & Swinton, P. A. (2014). Electromyographic and Kinetic Comparison of the Back Squat and Overhead Squat. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(10), 2827-2836. doi: 10.1519/jsc.0000000000000462
- Atkins, S. J., Bentley, I., Hurst, H. T., Sinclair, J. K., & Hesketh, C. (2016). The presence of bilateral imbalance of the lower limbs in elite youth soccer players of different ages. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 30(4), 1007-1013.
- Avrillon, S., Guilhem, G., Barthelemy, A., & Hug, F. (2018). Coordination of hamstrings is individual specific and is related to motor performance. *Journal of Applied Physiology*, 125(4), 1069-1079.
- Ayala, F., de Baranda, P. S., de Ste Croix, M., & Santonja, F. (2012). Validez y fiabilidad de los ratios de fuerza isocinética para la estimación de desequilibrios musculares. *Apunts. Medicina de l'Esport*, 47(176), 131-142.
- Ayotte, N. W., Stetts, D. M., Keenan, G., & Greenway, E. H. (2007). Electromyographical analysis of selected lower extremity muscles during 5 unilateral weight-bearing exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(2), 48-55.
- Bahr, R. (2016). Why screening tests to predict injury do not work—and probably never will...: a critical review. *Br J Sports Med*, 50(13), 776-780.

- Bangsbo, J., Norregaard, L., & Thorso, F. (1991). Activity profile of competition soccer. *Can J Sport Sci*, 16(2), 110-116.
- Baratta, R., Solomonow, M., Zhou, B., Letson, D., Chuinard, R., & D'ambrosia, R. (1988). Muscular coactivation: the role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *The American Journal of Sports Medicine*, 16(2), 113-122.
- Baroni, B. M., Ruas, C. V., Ribeiro-Alvares, J. B., & Pinto, R. S. (2020). Hamstring-to-quadriceps torque ratios of professional male soccer players: a systematic review. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 34(1), 281-293.
- Batten, L. (2019). Football Injury Index.English Premier League 2018-19 In Marsh (Ed.). UK: JLt.
- Begalle, R. L., DiStefano, L. J., Blackburn, T., & Padua, D. A. (2012). Quadriceps and Hamstrings Coactivation During Common Therapeutic Exercises. *Journal of Athletic Training (Allen Press)*, 47(4), 396-405.
- Beijsterveldt, A., Port, I., Vereijken, A., & Backx, F. (2013). Risk factors for hamstring injuries in male soccer players: a systematic review of prospective studies. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(3), 253-262.
- Besier, T. F., Lloyd, D. G., & Ackland, T. R. (2003). Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(1), 119-127.
- Beutler, A. I., Cooper, L. W., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E. (2002). Electromyographic analysis of single-leg, closed chain exercises: implications for rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of athletic training*, 37(1), 13.

- Beyer, K. S., Fukuda, D. H., Miramonti, A. M., Church, D. D., Tanigawa, S., Stout, J. R., & Hoffman, J. R. (2016). Strength ratios are affected by years of experience in American collegiate rugby athletes: A preliminary study. *Isokinetics and Exercise Science*, 24(3), 257-262.
- Beynonn, B. D., Johnson, R. J., Fleming, B. C., Stankewich, C. J., Renström, P. A., & Nichols, C. E. (1997). The strain behavior of the anterior cruciate ligament during squatting and active flexion-extension: a comparison of an open and a closed kinetic chain exercise. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(6), 823-829.
- Bishop, C., Turner, A., & Read, P. (2018). Effects of inter-limb asymmetries on physical and sports performance: a systematic review. *Journal of Sports Sciences*, 36(10), 1135-1144.
- Bittencourt, N., Meeuwisse, W., Mendonça, L., Nettel-Aguirre, A., Ocarino, J., & Fonseca, S. (2016). Complex systems approach for sports injuries: moving from risk factor identification to injury pattern recognition—narrative review and new concept. *British journal of sports medicine*, 50(21), 1309-1314.
- Bogdanis, G., & Kalapotharakos, V. (2016). Knee extension strength and hamstrings-to-quadriceps imbalances in elite soccer players. *International journal of sports medicine*, 37(02), 119-124.
- Bolgla, L. A., & Uhl, T. L. (2007). Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(1), 102-111.
- Bollars, P., Claes, S., Vanlommel, L., Van Crombrugge, K., Corten, K., & Bellemans, J. (2014). The effectiveness of preventive programs in decreasing the risk of soccer injuries in Belgium: national trends over a decade. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(3), 577-582.

- Boudreau, S. N., Dwyer, M. K., Mattacola, C. G., Lattermann, C., Uhl, T. L., & McKeon, J. M. (2009). Hip-muscle activation during the lunge, single-leg squat, and step-up-and-over exercises. *Journal of sport rehabilitation*, 18(1), 91-103.
- Bourne, M., Schuermans, J., Witvrouw, E., Aagaard, P., & Shield, A. (2020). Neuromuscular Factors Related to Hamstring Muscle Function, Performance and Injury. In K. Thorborg, D. Opar & A. Shield (Eds.), *Prevention and Rehabilitation of Hamstring Injuries* (pp. 117-143). Cham: Springer International Publishing.
- Bourne, M., Timmins, R. G., Opar, D. A., Pizzari, T., Ruddy, J. D., Sims, C., . . . Shield, A. J. (2018). An evidence-based framework for strengthening exercises to prevent hamstring injury. *Sports Medicine*, 48(2), 251-267.
- Bourne, M., Williams, M. D., Opar, D. A., Al Najjar, A., Kerr, G. K., & Shield, A. J. (2017). Impact of exercise selection on hamstring muscle activation. *Br J Sports Med*, 51(13), 1021-1028.
- Brockett, C., Morgan, D., & Proske, U. (2001). Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length. *Med Sci Sports Exerc*, 33(5), 783-790. doi: 10.1097/00005768-200105000-00017
- Brockett, C., Morgan, D., & Proske, U. (2004). Predicting hamstring strain injury in elite athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(3), 379-387.
- Brocherie, F., Millet, G. P., & Girard, O. (2015). Neuro-mechanical and metabolic adjustments to the repeated anaerobic sprint test in professional football players. *European journal of applied physiology*, 115(5), 891-903. doi: 10.1007/s00421-014-3070-z
- Brook, S., & Faulkner, J. (2001). Severity of contraction-induced injury is affected by velocity only during stretches of large strain. *Journal of Applied Physiology*, 91(2), 661-666.

- Brooks, J., Fuller, C. W., Kemp, S. P., & Reddin, D. B. (2006). Incidence, risk, and prevention of hamstring muscle injuries in professional rugby union. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(8), 1297-1306.
- Brophy, R. H., Backus, S. I., Pansy, B. S., Lyman, S., & Williams, R. J. (2007). Lower extremity muscle activation and alignment during the soccer instep and side-foot kicks. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(5), 260-268.
- Brughelli, M., & Cronin, J. (2008). Preventing hamstring injuries in sport. *Strength & Conditioning Journal*, 30(1), 55-64.
- Brughelli, M., Cronin, J., Mendiguchia, J., Kinsella, D., & Nosaka, K. (2010). Contralateral leg deficits in kinetic and kinematic variables during running in Australian rules football players with previous hamstring injuries. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(9), 2539-2544.
- Brukner, P., Nealon, A., Morgan, C., Burgess, D., & Dunn, A. (2014). Recurrent hamstring muscle injury: applying the limited evidence in the professional football setting with a seven-point programme. *Br J Sports Med*, 48(11), 929-938.
- Brunner, R., & Romkes, J. (2008). Abnormal EMG muscle activity during gait in patients without neurological disorders. *Gait & posture*, 27(3), 399-407.
- Buhmann, R. (2014). Assessment of hamstring muscle voluntary activation: impact of contraction mode and previous injury. *Br J Sports Med*, 48(7), 575-576.
- Buhmann, R., Trajano, G., Kerr, G., & Shield, A. (2020). Voluntary Activation and Reflex Responses following Hamstring Strain Injury. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, Publish Ahead of Print. doi: 10.1249/mss.0000000000002327
- Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25years of research. *Journal of*

- Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1023-1035. doi:
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.07.004>
- Burden, A., Trew, M., & Baltzopoulos, V. (2003). Normalisation of gait EMGs: a re-examination. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(6), 519-532.
- Butterfield, T. A., & Herzog, W. (2006). The magnitude of muscle strain does not influence serial sarcomere number adaptations following eccentric exercise. *Pflügers Archiv*, 451(5), 688-700.
- Caballero, K., Duque, L. M., Ceballos, S., Ramirez, J. C., & Peláez, A. (2002). Conceptos básicos para el análisis electromiográfico. *CES Odontología*, 15(1), 41-50.
- Caterisano, A., Moss, R. E., Pellingier, T. K., Woodruff, K., Lewis, V. C., Booth, W., & Khadra, T. (2002). The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 16(3), 428-432.
- Clarys, J. P. (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 43(10), 1750-1762.
- Clarys, J. P., & Cabri, J. (1993). Electromyography and the study of sports movements: a review. *Journal of Sports Sciences*, 11(5), 379-448.
- Cohen, D. D., Zhao, B., Okwera, B., Matthews, M. J., & Delextrat, A. (2015). Angle-specific eccentric hamstring fatigue after simulated soccer. *International journal of sports physiology and performance*, 10(3), 325-331.
- Comfort, P., Green, C. M., & Matthews, M. (2009). Training Considerations after Hamstring Injury in Athletes. *Strength & Conditioning Journal*, 31(1), 68-74. doi:
 10.1519/SSC.0b013e318195d225
- Comfort, P., & Kasim, P. (2007). Optimizing squat technique. *Strength and Conditioning Journal*, 29(6), 10.

- Coombs, R., & Garbutt, G. (2002). Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *J Sports Sci Med*, 1(3), 56-62.
- Cortis, C., Tessitore, A., Perroni, F., Lupo, C., Pesce, C., Ammendolia, A., & Capranica, L. (2009). Interlimb coordination, strength, and power in soccer players across the lifespan. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(9), 2458-2466.
- Creighton, D. W., Shrier, I., Shultz, R., Meeuwisse, W. H., & Matheson, G. O. (2010). Return-to-play in sport: a decision-based model. *Clinical journal of sport medicine*, 20(5), 379-385.
- Crema, M. D., Guermazi, A., Tol, J. L., Niu, J., Hamilton, B., & Roemer, F. W. (2015). Acute hamstring injury in football players: Association between anatomical location and extent of injury—A large single-center MRI report. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19(4), 317-322.
- Croisier, J. L. (2004). Factors associated with recurrent hamstring injuries. *Sports Medicine*, 34(10), 681-695.
- Croisier, J. L., & Crielaard, J.-M. (2000). Hamstring muscle tear with recurrent complaints: an isokinetic profile. *Isokinetics and Exercise Science*, 8(3), 175-180.
- Croisier, J. L., Forthomme, B., Namurois, M.-H., Vanderthommen, M., & Crielaard, J.-M. (2002). Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(2), 199-203.
- Croisier, J. L., Ganteaume, S., Binet, J., Genty, M., & Ferret, J.-M. (2008). Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(8), 1469-1475.
- Croisier, J. L., Ganteaume, S., & Ferret, J. (2005). Preseason isokinetic intervention as a preventive strategy for hamstring injury in professional soccer players. *British journal of sports medicine*, 39(6), 379.

- Croisier, J. L., Malnati, M., Reichard, L. B., Peretz, C., & Dvir, Z. (2007). Quadriceps and hamstring isokinetic strength and electromyographic activity measured at different ranges of motion: A reproducibility study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(4), 484-492. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.04.003>
- Crossley, K., Bennell, K., Green, S., & McConnell, J. (2001). A systematic review of physical interventions for patellofemoral pain syndrome. *Clinical journal of sport medicine*, 11(2), 103-110.
- Chan, C., Yung, S., Liu, M., & Chan, K. (2014). The change in lower limb kinematic and emg activity of sprinting after soccer-specific fatigue among female soccer players. *British journal of sports medicine*, 48(7), 578-578. doi: 10.1136/bjsports-2014-093494.50
- Chapman, A. R., Vicenzino, B., Blanch, P., Knox, J. J., & Hodges, P. W. (2010). Intramuscular fine-wire electromyography during cycling: repeatability, normalisation and a comparison to surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), 108-117.
- Chiu, L. Z., & Burkhardt, E. (2011). A teaching progression for squatting exercises. *Strength & Conditioning Journal*, 33(2), 46-54.
- Chumanov, E. S., Heiderscheit, B. C., & Thelen, D. G. (2007). The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *Journal of biomechanics*, 40(16), 3555-3562.
- Chumanov, E. S., Heiderscheit, B. C., & Thelen, D. G. (2011). Hamstring musculotendon dynamics during stance and swing phases of high speed running. *Medicine and science in sports and exercise*, 43(3), 525.

- Dadebo, B., White, J., & George, K. (2004). A survey of flexibility training protocols and hamstring strains in professional football clubs in England. *British journal of sports medicine*, 38(4), 388-394.
- Daintith, J. (2009). *A Dictionary of Physics* (6 ed.). UK: Oxford University Press.
- Daly, C., McCarthy Persson, U., Twycross-Lewis, R., Woledge, R., & Morrissey, D. (2016). The biomechanics of running in athletes with previous hamstring injury: A case-control study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 26(4), 413-420.
- Daneshjoo, A., Rahnama, N., Mokhtar, A. H., & Yusof, A. (2013a). Bilateral and Unilateral Asymmetries of Isokinetic Strength and Flexibility in Male Young Professional Soccer Players. 36(1), 45. doi: <https://doi.org/10.2478/hukin-2013-0005>
- Daneshjoo, A., Rahnama, N., Mokhtar, A. H., & Yusof, A. (2013b). Effectiveness of injury prevention programs on developing quadriceps and hamstrings strength of young male professional soccer players. *Journal of human kinetics*, 39(1), 115-125.
- Dauty, M., Potiron-Josse, M., & Rochcongar, P. (2003). Identification of previous hamstring muscle injury by isokinetic concentric and eccentric torque measurement in elite soccer player. *Isokinetics and Exercise Science*, 11(3), 139-144.
- Dawson, B., Hopkinson, R., Appleby, B., Stewart, G., & Roberts, C. (2004). Player movement patterns and game activities in the Australian Football League. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 7(3), 278-291.
- De, F. B., Cantrell, G. S., & Schilling, B. K. (2014). Muscle Activity in Single- vs. Double-Leg Squats. *Int J Exerc Sci*, 7(4), 302-310.

- De Loes, M. (1995). Epidemiology of sports injuries in the Swiss organization. *International journal of sports medicine*, 16(02), 134-138.
- De Luca, C. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
- De Luca, C., Gilmore, L. D., Kuznetsov, M., & Roy, S. H. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of biomechanics*, 43(8), 1573-1579.
- de Visser, H., Reijman, M., Heijboer, M., & Bos, P. (2012). Risk factors of recurrent hamstring injuries: a systematic review. *British journal of sports medicine*, 46(2), 124-130. doi: 10.1136/bjsports-2011-090317
- Dedinsky, R., Baker, L., Imbus, S., Bowman, M., & Murray, L. (2017). Exercises that facilitate optimal hamstring and quadriceps co-activation to help decrease acl injury risk in healthy females: a systematic review of the literature. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 12(1), 3.
- Delextrat, A., Baker, J., Cohen, D., & Clarke, N. (2011). Effect of a simulated soccer match on the functional hamstrings-to-quadriceps ratio in amateur female players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(4), 478-486.
- Delvaux, F., Rochcongar, P., Bruyère, O., Bourlet, G., Daniel, C., Diverse, P., . . . Croisier, J.-L. (2014). Return-to-play criteria after hamstring injury: actual medicine practice in professional soccer teams. *Journal of sports science & medicine*, 13(3), 721.
- Dellal, A., Owen, A., Wong, D., Krustup, P., Van Exsel, M., & Mallo, J. (2012). Technical and physical demands of small vs. large sided games in relation to playing position in elite soccer. *Human movement science*, 31(4), 957-969.

- Dembowski, S. C., Westrick, R. B., Zylstra, E., & Johnson, M. R. (2013). Treatment of hamstring strain in a collegiate pole-vaulter integrating dry needling with an eccentric training program: a resident's case report. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(3), 328.
- Denadai, B. S., Oliveira, F. B. D., Camarda, S. R. d. A., Ribeiro, L., & Greco, C. C. (2016). Hamstrings-to-quadriceps strength and size ratios of male professional soccer players with muscle imbalance. *Clinical Physiology & Functional Imaging*, 36(2), 159-164.
- Di Salvo, V., Baron, R., Tschann, H., Montero, F. C., Bachl, N., & Pigozzi, F. (2007). Performance characteristics according to playing position in elite soccer. *International journal of sports medicine*, 28(03), 222-227.
- Diederichsen, L. P., Winther, A., Dyhre-Poulsen, P., Krogsgaard, M. R., & Nørregaard, J. (2009). The influence of experimentally induced pain on shoulder muscle activity. *Experimental brain research*, 194(3), 329-337.
- DiGiovine, N. M., Jobe, F. W., Pink, M., & Perry, J. (1992). An electromyographic analysis of the upper extremity in pitching. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 1(1), 15-25.
- Draganich, L., & Vahey, J. (1990). An in vitro study of anterior cruciate ligament strain induced by quadriceps and hamstrings forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(1), 57-63.
- Drezner, J. A. (2003). Practical management: hamstring muscle injuries. *Clinical journal of sport medicine*, 13(1), 48-52.
- Dvorak, J., & Junge, A. (2000). Football injuries and physical symptoms. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(5_suppl), 3-9.

- Dvorak, J., Junge, A., Chomiak, J., Graf-Baumann, T., Peterson, L., Rosch, D., & Hodgson, R. (2000). Risk factor analysis for injuries in football players. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(5_suppl), 69-74.
- Dvorak, J., Junge, A., Derman, W., & Schwellnus, M. (2011). Injuries and illnesses of football players during the 2010 FIFA World Cup. *British journal of sports medicine*, bjsports79905.
- Ebben, W. (2009). Hamstring activation during lower body resistance training exercises. *International journal of sports physiology and performance*, 4(1), 84-96.
- Ebben, W., & Jensen. (2002). Electromyographic and kinetic analysis of traditional, chain, and elastic band squats. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 16(4), 547-550.
- Ebenbichler, G., Kollmitzer, J., Glöckler, L., Bochdansky, T., Kopf, A., & Fialka, V. (1998). The role of the biarticular agonist and cocontracting antagonist pair in isometric muscle fatigue. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 21(12), 1706-1713.
- Eberhart, H. (1954). The principal elements in human locomotion. *Human Limbs and Their Substitutes.*, 437-471.
- Ekstrand, J., Hagglund, & Walden. (2011). Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study. *Br J Sports Med*, 45(7), 553-558. doi: 10.1136/bjsm.2009.060582
- Ekstrand, J., Hägglund, J., & Waldén, J. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *The American Journal of Sports Medicine*, 39(6), 1226-1232.
- Ekstrand, J., Waldén, M., & Hägglund, M. (2016). Hamstring injuries have increased by 4% annually in men's professional football, since 2001: a 13-year longitudinal

- analysis of the UEFA Elite Club injury study. *British journal of sports medicine*, 50(12), 731-737.
- Ekstrom, R. A., Donatelli, R. A., & Carp, K. C. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(12), 754-762.
- El-Ashker, S., Carson, B., Ayala, F., & De Ste Croix, M. (2017). Sex-related differences in joint-angle-specific functional hamstring-to-quadriceps strength ratios. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25(3), 949-957.
- Elias, A. R., Hammill, C. D., & Mizner, R. L. (2015). Changes in quadriceps and hamstring cocontraction following landing instruction in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45(4), 273-280.
- Eliassen, W., Saeterbakken, A. H., & van den Tillaar, R. (2018). Comparison of bilateral and unilateral squat exercises on barbell kinematics and muscle activation. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(5), 871-881.
- Engebretsen, A. H., Myklebust, G., Holme, I., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2008). Prevention of injuries among male soccer players: a prospective, randomized intervention study targeting players with previous injuries or reduced function. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(6), 1052-1060.
- Evangelidis, P. E., Pain, M. T., & Folland, J. (2015). Angle-specific hamstring-to-quadriceps ratio: a comparison of football players and recreationally active males. *J Sports Sci*, 33(3), 309-319. doi: 10.1080/02640414.2014.942680
- Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1486-1495.

- Farrokhi, S., Pollard, C. D., Souza, R. B., Chen, Y.-J., Reischl, S., & Powers, C. M. (2008). Trunk position influences the kinematics, kinetics, and muscle activity of the lead lower extremity during the forward lunge exercise. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 38(7), 403-409.
- Fernández-Pena, E., Lucertini, F., & Ditroilo, M. (2009). A maximal isokinetic pedalling exercise for EMG normalization in cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(3), e162-e170.
- Fleck, S. J., & Kraemer, W. (2014). *Designing resistance training programs, 4E*: Human Kinetics.
- Foreman, T. K., Addy, T., Baker, S., Burns, J., Hill, N., & Madden, T. (2006). Prospective studies into the causation of hamstring injuries in sport: A systematic review. *Physical Therapy in Sport*, 7(2), 101-109. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2006.02.001>
- Fousekis, K., Tsepis, E., Poulmedis, P., Athanasopoulos, S., & Vagenas, G. (2011). Intrinsic risk factors of non-contact quadriceps and hamstring strains in soccer: a prospective study of 100 professional players. *British journal of sports medicine*, 45(9), 709-714.
- Fousekis, K., Tsepis, E., & Vagenas, G. (2010). Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9(3), 364-373.
- Fradkin, A. J., Zazryn, T. R., & Smoliga, J. M. (2010). Effects of warming-up on physical performance: a systematic review with meta-analysis. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(1), 140-148.
- Freckleton, G., & Pizzari, T. (2013). Risk factors for hamstring muscle strain injury in sport: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*, 47(6), 351-358.

- Frigo, C., Pavan, E. E., & Brunner, R. (2010). A dynamic model of quadriceps and hamstrings function. *Gait & posture*, 31(1), 100-103. doi: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.09.006>
- Fry, A. C. (2004). The role of resistance exercise intensity on muscle fibre adaptations. *Sports Medicine*, 34(10), 663-679.
- Fukuda, T. Y., Echeimberg, J. O., Pompeu, J. E., Lucareli, P. R. G., Garbelotti, S., Gimenes, R. O., & Apolinário, A. (2010). Root mean square value of the electromyographic signal in the isometric torque of the quadriceps, hamstrings and brachial biceps muscles in female subjects. *J Appl Res*, 10(1), 32-39.
- Fuller, C. W., Ekstrand, J., Junge, A., Andersen, T. E., Bahr, R., Dvorak, J., . . . Meeuwisse, W. H. (2006). Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 16(2), 83-92.
- 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.
- Gabbe, B. J., Bennell, K. L., Finch, C. F., Wajswelner, H., & Orchard, J. (2006). Predictors of hamstring injury at the elite level of Australian football. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 16(1), 7-13.
- Gage, W. H., Winter, D. A., Frank, J. S., & Adkin, A. L. (2004). Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait & posture*, 19(2), 124-132.
- Garcia, M. C., & Vieira, T. (2011). Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista andaluza de medicina del deporte*, 4(1), 17-28.

- Garrett, W. (1995). Muscle strain injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(6 Suppl), S2-8.
- Gehring, D., Rott, F., Stapelfeldt, B., & Gollhofer, A. (2007). Effect of soccer shoe cleats on knee joint loads. *International journal of sports medicine*, 28(12), 1030-1034.
- Gissis, I., Papadopoulos, C., Kalapotharakos, V. I., Sotiropoulos, A., Komsis, G., & Manolopoulos, E. (2006). Strength and speed characteristics of elite, subelite, and recreational young soccer players. *Research in Sports Medicine*, 14(3), 205-214.
- Gomez-Piqueras, P., González-Víllora, S., Grassi, A., Gojanovic, B., Häggglund, M., & Waldén, M. (2018). Are we making SMART decisions regarding return to training of injured football players? Preliminary results from a pilot study. *Isokinetics and Exercise Science*, 26, 115-123. doi: 10.3233/IES-172201
- Goode, A. P., Reiman, M. P., Harris, L., DeLisa, L., Kauffman, A., Beltramo, D., . . . Taylor, A. B. (2015). Eccentric training for prevention of hamstring injuries may depend on intervention compliance: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*, 49(6), 349-356.
- Gorsuch, J., Long, J., Miller, K., Primeau, K., Rutledge, S., Sossong, A., & Durocher, J. J. (2013). The Effect of Squat Depth on Multiarticular Muscle Activation in Collegiate Cross-Country Runners. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(9), 2619-2625. doi: 10.1519/JSC.0b013e31828055d5
- Graven, T., & Arendt, L. (2008). Impact of clinical and experimental pain on muscle strength and activity. *Current rheumatology reports*, 10(6), 475.
- Guex, K., & Millet, G. P. (2013). Conceptual framework for strengthening exercises to prevent hamstring strains. *Sports Medicine*, 43(12), 1207-1215.

- Guney, H., Yuksel, I., Kaya, D., & Doral, M. N. (2016). Correlation between quadriceps to hamstring ratio and functional outcomes in patellofemoral pain. *The Knee*, 23(4), 610-615.
- Hagglund, M., Walden, M., & Ekstrand, J. (2013). Risk factors for lower extremity muscle injury in professional soccer: the UEFA Injury Study. *Am J Sports Med*, 41(2), 327-335. doi: 10.1177/0363546512470634
- Häggglund, M., Waldén, M., & Ekstrand, J. (2006). Previous injury as a risk factor for injury in elite football: a prospective study over two consecutive seasons. *British journal of sports medicine*, 40(9), 767-772.
- Häggglund, M., Waldén, M., & Ekstrand, J. (2016). Injury recurrence is lower at the highest professional football level than at national and amateur levels: does sports medicine and sports physiotherapy deliver? *British journal of sports medicine*.
- Hakins, D., & Hull, M. (1990). A method for determining lower extremity muscle-tendon lengths during flexion/extension movements. *Journal of biomechanics*, 23(5), 487-494.
- Hammami, A., Zois, J., Slimani, M., Russel, M., & Bouhleb, E. (2016). The efficacy, and characteristics, of warm-up and re-warm-up practices in soccer players: a systematic review. *The Journal of sports medicine and physical fitness*.
- Hamner, S. R., & Delp, S. L. (2013). Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds. *Journal of biomechanics*, 46(4), 780-787.
- Hart, N. H., Nimphius, S., Spiteri, T., & Newton, R. U. (2014). Leg strength and lean mass symmetry influences kicking performance in Australian Football. *Journal of sports science & medicine*, 13(1), 157.

- Hart, N. H., Nimphius, S., Weber, J., Spiteri, T., Rantalainen, T., Dobbin, M., & Newton, R. U. (2016). Musculoskeletal asymmetry in football athletes: a product of limb function over time. *Medicine and science in sports and exercise*, 48(7), 1379-1387.
- Hawkins, R., & Fuller, C. W. (1999). A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. *British journal of sports medicine*, 33(3), 196-203.
- Hawkins, R., Hulse, M., Wilkinson, C., Hodson, A., & Gibson, M. (2001). The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football. *British journal of sports medicine*, 35(1), 43-47.
- Heer, S. T., Callander, J. W., Kraeutler, M. J., Mei-Dan, O., & Mulcahey, M. K. (2019). Hamstring Injuries: Risk Factors, Treatment, and Rehabilitation. *JBJS*, 101(9), 843-853. doi: 10.2106/jbjs.18.00261
- Heiderscheit, B. C., Sherry, M. A., Silder, A., Chumanov, E. S., & Thelen, D. G. (2010). Hamstring strain injuries: recommendations for diagnosis, rehabilitation, and injury prevention. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(2), 67-81.
- Heiser, T. M., Weber, J., Sullivan, G., Clare, P., & Jacobs, R. R. (1984). Prophylaxis and management of hamstring muscle injuries in intercollegiate football players. *The American Journal of Sports Medicine*, 12(5), 368-370.
- Henderson, G., Barnes, C. A., & Portas, M. D. (2010). Factors associated with increased propensity for hamstring injury in English Premier League soccer players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(4), 397-402.
- Henriksen, M., Alkjær, T., Lund, H., Simonsen, E. B., Graven-Nielsen, T., Danneskiold-Samsøe, B., & Bliddal, H. (2007). Experimental quadriceps muscle pain impairs

- knee joint control during walking. *Journal of Applied Physiology*, 103(1), 132-139.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.
- Hewett, T. E., & Myer, G. D. (2011). The mechanistic connection between the trunk, knee, and anterior cruciate ligament injury. *Exercise and sport sciences reviews*, 39(4), 161.
- Hickey, J. T., Timmins, R. G., Maniar, N., Rio, E., Hickey, P. F., Pitcher, C. A., . . . Opar, D. A. (2019). Pain-Free versus Pain-Threshold rehabilitation following acute hamstring strain injury: a randomized controlled trial. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*(0), 1-35.
- Higashihara, A., Nagano, Y., Ono, T., & Fukubayashi, T. (2018). Differences in hamstring activation characteristics between the acceleration and maximum-speed phases of sprinting. *Journal of Sports Sciences*, 36(12), 1313-1318.
- Higashihara, A., Ono, T., Kubota, J., Okuwaki, T., & Fukubayashi, T. (2010). Functional differences in the activity of the hamstring muscles with increasing running speed. *Journal of Sports Sciences*, 28(10), 1085-1092.
- Holcomb, W. R., Rubley, M. D., Lee, H. J., & Guadagnoli, M. A. (2007). Effect of hamstring-emphasized resistance training on hamstring: quadriceps strength ratios. *Journal of strength and conditioning research*, 21(1), 41.
- Hopkins, J. T., Ingersoll, C. D., Sandrey, M. A., & Bleggi, S. D. (1999). An electromyographic comparison of 4 closed chain exercises. *Journal of athletic training*, 34(4), 353.

- Horan, S. A., Watson, S. L., Carty, C. P., Sartori, M., & Weeks, B. K. (2014). Lower-Limb Kinematics of Single-Leg Squat Performance in Young Adults. *Physiotherapy Canada*, 66(3), 228-233. doi: 10.3138/ptc.2013-09
- Hoshikawa, Y., Iida, T., Muramatsu, M., Nakajima, Y., Fukunaga, T., & Kanehisa, H. (2009). Differences in thigh muscularity and dynamic torque between junior and senior soccer players. *Journal of Sports Sciences*, 27(2), 129-138.
- Housh, T. J., deVries, H. A., Johnson, G. O., Housh, D. J., Evans, S. A., Stout, J. R., . . . Bradway, R. M. (1995). Electromyographic fatigue thresholds of the superficial muscles of the quadriceps femoris. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 71(2), 131-136.
- Ibarra Lúzar, J. I., Pérez Zorrilla, E., & Fernández García, C. (2005). Electromiografía clínica. *Rehabilitación*, 50(4), 265-276. doi: 10.1016/S0048-7120(05)74360-7
- Iga, J., George, K., Lees, A., & Reilly, T. (2009). Cross-sectional investigation of indices of isokinetic leg strength in youth soccer players and untrained individuals. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 19(5), 714-719.
- Impellizzeri, F. M., Rampinini, E., Maffiuletti, N., & Marcora, S. M. (2007). A vertical jump force test for assessing bilateral strength asymmetry in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39(11), 2044-2050.
- Irish, S. E., Millward, A. J., Wride, J., Haas, B. M., & Shum, G. L. (2010). The effect of closed-kinetic chain exercises and open-kinetic chain exercise on the muscle activity of vastus medialis oblique and vastus lateralis. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(5), 1256-1262.
- Isear, J. A., Erickson, J. C., & Worrell, T. W. (1997). EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. *Medicine and science in sports and exercise*, 29(4), 532-539.

- Jaberzadeh, S., Yeo, D., & Zoghi, M. (2016). The Effect of Altering Knee Position and Squat Depth on VMO : VL EMG Ratio During Squat Exercises. *Physiotherapy Research International*, 21(3), 164-173.
- Järvinen, T. A., Järvinen, T. L., Kääriäinen, M., Kalimo, H., & Järvinen, M. (2005). Muscle injuries: biology and treatment. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(5), 745-764.
- Jones, M. T., Ambegaonkar, J. P., Nindl, B. C., Smith, J. A., & Headley, S. A. (2012). Effects of unilateral and bilateral lower-body heavy resistance exercise on muscle activity and testosterone responses. *J Strength Cond Res*, 26(4), 1094-1100. doi: 10.1519/JSC.0b013e318248ab3b
- Junge, A., Lamprecht, M., Stamm, H., Hasler, H., Bizzini, M., Tschopp, M., . . . Dvorak, J. (2011). Countrywide campaign to prevent soccer injuries in Swiss amateur players. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(1), 57-63.
- Kääriäinen, M., Järvinen, T., Järvinen, M., Rantanen, J., & Kalimo, H. (2000). Relation between myofibers and connective tissue during muscle injury repair. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 10(6), 332-337.
- Kapandji, A. (2010). *Fisiologia articular: miembros inferiores*: Editorial Medica Panameri.
- Kellis, E., Ellinoudis, A., & Kofotolis, N. (2019). Effect of Hip Flexion Angle on the Hamstring to Quadriceps Strength Ratio. *Sports*, 7(2), 43.
- Kellis, E., & Katis, A. (2007). Quantification of functional knee flexor to extensor moment ratio using isokinetics and electromyography. *Journal of athletic training*, 42(4), 477.

- Kellis, E., Katis, A., & Gissis, I. (2004). Knee biomechanics of the support leg in soccer kicks from three angles of approach. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(6), 1017-1028.
- Komi, P. V., Linnamo, V., Silventoinen, P., & Sillanpaa, M. (2000). Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Med Sci Sports Exerc*, 32(10), 1757-1762. doi: 10.1097/00005768-200010000-00015
- Krause, D. A., Elliott, J. J., Fraboni, D. F., McWilliams, T. J., Rebhan, R. L., & Hollman, J. H. (2018). Electromyography of the hip and thigh muscles during two variations of the lunge exercise: a cross-sectional study. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(2), 137-142.
- Krist, M., van Beijsterveldt, A. M., Backx, F. J., & de Wit, G. A. (2013). Preventive exercises reduced injury-related costs among adult male amateur soccer players: a cluster-randomised trial. *Journal of physiotherapy*, 59(1), 15-23.
- Kubo, K., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2002). Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Physiol*, 538(Pt 1), 219-226. doi: 10.1113/jphysiol.2001.012703
- Kubo, K., Muramatsu, M., Hoshikawa, Y., & Kanehisa, H. (2010). Profiles of trunk and thigh muscularity in youth and professional soccer players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 24(6), 1472-1479.
- Kujala, U. M., Orava, S., & Järvinen, M. (1997). Hamstring injuries. *Sports Medicine*, 23(6), 397-404.
- Kyritsis, P., Bahr, R., Landreau, P., Miladi, R., & Witvrouw, E. (2016). Likelihood of ACL graft rupture: not meeting six clinical discharge criteria before return to sport is associated with a four times greater risk of rupture. *British journal of sports medicine*, 50(15), 946-951.

- Laidlaw, D. H., Bilodeau, M., & Enoka, R. M. (2000). Steadiness is reduced and motor unit discharge is more variable in old adults. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 23(4), 600-612.
- Larruskain, J., Lekue, J. A., Diaz, N., Odriozola, A., & Gil, S. M. (2017). A comparison of injuries in elite male and female football players: A 5-Season prospective study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*.
- Lee, M., Reid, S. L., Elliott, B. C., & Lloyd, D. G. (2009). Running biomechanics and lower limb strength associated with prior hamstring injury. *Med Sci Sports Exerc*, 41(10), 1942-1951.
- Lehance, C., Binet, J., Bury, T., & Croisier, J. L. (2009). Muscular strength, functional performances and injury risk in professional and junior elite soccer players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 19(2), 243-251. doi: 10.1111/j.1600-0838.2008.00780.x
- Lehnert, M., De Ste Croix, M., Zaatar, A., Hughes, J., Varekova, R., & Lastovicka, O. (2017). Muscular and neuromuscular control following soccer-specific exercise in male youth: Changes in injury risk mechanisms. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 27(9), 975-982.
- Lehnert, M., Xaverová, Z., & Croix, M. D. S. (2014). Changes in Muscle Strength in U19 Soccer Players During an Annual Training Cycle. *Journal of human kinetics*, 42(1), 175-185.
- Linklater, J. M., Hamilton, B., Carmichael, J., Orchard, J., & Wood, D. G. (2010). *Hamstring injuries: anatomy, imaging, and intervention*. Paper presented at the Seminars in musculoskeletal radiology.

- Liu, H., Garrett, W. E., Moorman, C. T., & Yu, B. (2012). Injury rate, mechanism, and risk factors of hamstring strain injuries in sports: A review of the literature. *Journal of Sport and Health Science*, 1(2), 92-101.
- Lockie, R. G., Risso, F. G., Lazar, A., Giuliano, D. V., Stage, A. A., Liu, T. M., . . . Stokes, J. J. (2017). Between-Leg Mechanical Differences as Measured by the Bulgarian Split-Squat: Exploring Asymmetries and Relationships with Sprint Acceleration. *Sports*, 5(3), 65.
- Loose, O., Fellner, B., Lehmann, J., Achenbach, L., Krutsch, V., Gerling, S., . . . Krutsch, W. (2019). Injury incidence in semi-professional football claims for increased need of injury prevention in elite junior football. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 27(3), 978-984. doi: 10.1007/s00167-018-5119-8
- López-Valenciano, A., Ruiz-Pérez, I., Garcia-Gómez, A., Vera-Garcia, F. J., De Ste Croix, M., Myer, G. D., & Ayala, F. (2019). Epidemiology of injuries in professional football: a systematic review and meta-analysis. *British journal of sports medicine*, bjsports-2018-099577. doi: 10.1136/bjsports-2018-099577
- Lovering, R. M., Hakim, M., Moorman, C. T., & De Deyne, P. G. (2005). The contribution of contractile pre-activation to loss of function after a single lengthening contraction. *Journal of biomechanics*, 38(7), 1501-1507.
- Lutz, G. E., Palmitier, R., An, K.-N., & Chao, E. (1993). Comparison of tibiofemoral joint forces during open-kinetic-chain and closed-kinetic-chain exercises. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 75(5), 732-739.
- Lloyd, R. S., Oliver, J. L., Faigenbaum, A. D., Myer, G. D., & Croix, M. B. D. S. (2014). Chronological age vs. biological maturation: implications for exercise programming in youth. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(5), 1454-1464.

- Malone, S., Solan, B., Collins, K. D., & Doran, D. A. (2016). Positional match running performance in elite Gaelic football. *Journal of strength and conditioning research*, 30(8), 2292-2298.
- Mallo, J., & Dellal, A. (2012). Injury risk in professional football players with special reference to the playing position and training periodization. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 52(6), 631-638.
- Mallo, J., González, P., Veiga, S., & Navarro, E. (2011). Injury incidence in a Spanish sub-elite professional football team: A prospective study during four consecutive seasons. *Journal of sports science & medicine*, 10(4), 731.
- Maniar, N., Schache, A., Heiderscheit, B., & Opar, D. (2020). Hamstrings Biomechanics Related to Running. In K. Thorborg, D. Opar & A. Shield (Eds.), *Prevention and Rehabilitation of Hamstring Injuries* (pp. 65-81). Cham: Springer International Publishing.
- Mann, R., & Sprague, P. (1980). A kinetic analysis of the ground leg during sprint running. *Research Quarterly for exercise and sport*, 51(2), 334-348.
- Marras, W. S., & Davis, K. G. (2001). A non-MVC EMG normalization technique for the trunk musculature: Part 1. Method development. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(1), 1-9. doi: [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00039-0](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00039-0)
- Martin, J. A., Brandon, S. C. E., Keuler, E. M., Hermus, J. R., Ehlers, A. C., Segalman, D. J., . . . Thelen, D. G. (2018). Gauging force by tapping tendons. *Nature Communications*, 9(1), 1592. doi: 10.1038/s41467-018-03797-6
- Massó, N., Rey, F., Romero, D., Gual, G., Costa, L., & Germán, A. (2010). Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *apunts*, 45(165), 126-136.

- Matheso, J., Kernozek, T. W., Fater, D. C., & Davies, G. J. (2001). Electromyographic activity and applied load during seated quadriceps exercises. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(10), 1713-1725.
- Matheson, G. O., Shultz, R., Bido, J., Mitten, M. J., Meeuwisse, W. H., & Shrier, I. (2011). Return-to-play decisions: are they the team physician's responsibility? *Clinical journal of sport medicine*, 21(1), 25-30.
- McCurdy, K., O'Kelley, E., Kutz, M., Langford, G., Ernest, J., & Torres, M. (2010). Comparison of lower extremity EMG between the 2-leg squat and modified single-leg squat in female athletes. *Journal of sport rehabilitation*, 19(1), 57-70.
- McMurry, S. A., & Van Dolsen, N. (2011). *Architecture and landscape of the Pennsylvania Germans, 1720-1920 E-Libro* (pp. xiv, 250 p.).
- Meeuwisse, W. H., Tyreman, H., Hagel, B., & Emery, C. (2007). A dynamic model of etiology in sport injury: the recursive nature of risk and causation. *Clinical journal of sport medicine*, 17(3), 215-219.
- Mello, R. G., Oliveira, L. F., & Nadal, J. (2007). Digital Butterworth filter for subtracting noise from low magnitude surface electromyogram. *Computer methods and programs in biomedicine*, 87(1), 28-35.
- Mendiguchia, J., Alentorn-Geli, E., & Brughelli, M. (2012). Hamstring strain injuries: are we heading in the right direction? : BMJ Publishing Group Ltd and British Association of Sport and Exercise Medicine.
- Mendiguchia, J., & Brughelli, M. (2011). A return-to-sport algorithm for acute hamstring injuries. *Physical Therapy in Sport*, 12(1), 2-14.
- Mendiguchia, J., Martinez-Ruiz, E., Edouard, P., Morin, J.-B., Martinez-Martinez, F., Idoate, F., & Mendez-Villanueva, A. (2017). A multifactorial, criteria-based

- progressive algorithm for hamstring injury treatment. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 49(7), 1482-1492.
- Menzel, H.-J., Chagas, M. H., Szmuchrowski, L. A., Araujo, S. R., de Andrade, A. G., & de Jesus-Moraleida, F. R. (2013). Analysis of lower limb asymmetries by isokinetic and vertical jump tests in soccer players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(5), 1370-1377.
- Merletti, R., & Hermens, H. (2000). Introduction to the special issue on the SENIAM European Concerted Action. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 283-286. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00019-5](http://dx.doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00019-5)
- Mirka, G. A. (1991). The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics*, 34(3), 343-352.
- Mjolsnes, R., Arnason, A., Osthaen, T., Raastad, T., & Bahr, R. (2004). A 10-week randomized trial comparing eccentric vs. concentric hamstring strength training in well-trained soccer players. *Scand J Med Sci Sports*, 14(5), 311-317. doi: 10.1046/j.1600-0838.2003.367.x
- Mjølunes, R., Arnason, A., Østhaen, T., Raastad, T., & Bahr, R. (2004). A 10-week randomized trial comparing eccentric vs. concentric hamstring strength training in well-trained soccer players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 14(5), 311-317.
- Monajati, A., Larumbe-Zabala, E., Goss-Sampson, M., & Naclerio, F. (2019). Surface electromyography analysis of three squat exercises. *Journal of human kinetics*, 67(1), 73-83.
- Mondal, S., Chhange, Z., & Guyan, A. (2014). Dominant and non-dominant leg muscle electrical activity of soccer players: A preliminary study. *Int. Refereed J. Eng. Sci.*, 3(4), 65-69.

- More, R. C., Karras, B. T., Neiman, R., Fritschy, D., Woo, S. L., & Daniel, D. M. (1993). Hamstrings—an anterior cruciate ligament protagonist: an in vitro study. *The American Journal of Sports Medicine*, 21(2), 231-237.
- Moreira, P. V., Gonçalves, M., Crozara, L. F., Castro, A., Neto, A. F. A., Goethel, M. F., & Cardozo, A. C. (2015). Effects of fatigue on the neuromuscular capacity of professional soccer players. *Isokinetics and Exercise Science*, 23(4), 275-282.
- Morin, J.-B., Gimenez, P., Edouard, P., Arnal, P., Jiménez-Reyes, P., Samozino, P., . . . Mendiguchia, J. (2015). Sprint Acceleration Mechanics: The Major Role of Hamstrings in Horizontal Force Production. *Frontiers in Physiology*, 6(404). doi: 10.3389/fphys.2015.00404
- Moritani, T., & DeVries, H. A. (1978). Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction. *American journal of physical medicine*, 57(6), 263-277.
- Myer, G. D., Ford, K. R., & Hewett, T. E. (2004). Rationale and clinical techniques for anterior cruciate ligament injury prevention among female athletes. *Journal of athletic training*, 39(4), 352.
- Myer, G. D., Ford, K. R., & Hewett, T. E. (2005). The effects of gender on quadriceps muscle activation strategies during a maneuver that mimics a high ACL injury risk position. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(2), 181-189.
- Nardone, A., Romano, C., & Schieppati, M. (1989). Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *The Journal of physiology*, 409(1), 451-471.
- Navandar, A., Gulino, M., Antonio, R., & Navarro, E. (2013). Effect of hamstring injuries on kicking in soccer using inverse dynamics. *Biomechanica*, 21(1), 7-19.

- Navandar, A., Veiga, S., Torres, G., Chorro, D., & Navarro, E. (2018). A previous hamstring injury affects kicking mechanics in soccer players. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 58(12), 1815-1822.
- Navarro, E., Chorro, D., Torres, G., García, C., Navandar, A., & Veiga, S. (2015). A review of risk factors for hamstring injury in soccer: a biomechanical approach. *European Journal Of Human Movement*, 34, 52-74.
- Navarro, E., Chorro, D., Torres, G., Navandar, A., Rueda, J., & Veiga, S. (2020). Electromyographic activity of quadriceps and hamstrings of a professional football team during Bulgarian Squat and Lunge exercises. *Journal of human sport and exercise*, 1. doi: 10.14198/jhse.2021.163.08
- Neblett, R., Gatchel, R. J., & Mayer, T. G. (2003). A Clinical Guide to Surface-EMG-Assisted Stretching as an Adjunct to Chronic Musculoskeletal Pain Rehabilitation. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 28(2), 147-160. doi: 10.1023/A:1023814709858
- Ninos, J. C., Irrgang, J. J., Burdett, R., & Weiss, J. R. (1997). Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30 of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25(5), 307-315.
- Nishijima, Y., Kato, T., Yoshizawa, M., Miyashita, M., & Iida, H. (2010). Application of the segment weight dynamic movement method to the normalization of gait EMG amplitude. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3), 550-557.
- Nishiwaki, G. A., Urabe, Y., & Tanaka, K. (2006). EMG analysis of lower extremity muscles in three different squat exercises. *Journal of the Japanese Physical Therapy Association*, 9(1), 21-26.

- Nosse, L. J. (1982). Assessment of selected reports on the strength relationship of the knee musculature. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 4(2), 78-85.
- Noya, J. (2015). *Análisis de la incidencia lesional en el fútbol profesional español en la temporada 2008-2009*. Technical University of Madrid, Madrid.
- Ono, T., Okuwaki, T., & Fukubayashi, T. (2010). Differences in Activation Patterns of Knee Flexor Muscles During Concentric and Eccentric Exercises. *Research in Sports Medicine*, 18(3), 188-198. doi: 10.1080/15438627.2010.490185
- Opar, D. A., Williams, M., Timmins, R. G., Hickey, J., Duhig, S., & Shield, A. (2014). Eccentric hamstring strength and hamstring injury risk in Australian footballers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 46.
- Opar, D. A., Williams, M. D., & Shield, A. J. (2012). Hamstring strain injuries. *Sports Medicine*, 42(3), 209-226.
- Opar, D. A., Williams, M. D., Timmins, R. G., Dear, N. M., & Shield, A. J. (2013a). Knee flexor strength and bicep femoris electromyographical activity is lower in previously strained hamstrings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(3), 696-703.
- Opar, D. A., Williams, M. D., Timmins, R. G., Dear, N. M., & Shield, A. J. (2013b). Rate of torque and electromyographic development during anticipated eccentric contraction is lower in previously strained hamstrings. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(1), 116-125.
- Orchard, J. W. (2012). Hamstrings are most susceptible to injury during the early stance phase of sprinting. *British journal of sports medicine*, 46(2), 88-89.

- Orchard, J. W., Seward, H., & Orchard, J. J. (2013). Results of 2 decades of injury surveillance and public release of data in the Australian Football League. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(4), 734-741.
- Orchard, J. W., Walt, S., McIntosh, A., & Garlick, D. (2002). Muscle activity during the drop punt kick. *Science and football IV*, 32-43.
- Paasuke, M., Ereline, J., & Gapeyeva, H. (2001). Knee extension strength and vertical jumping performance in nordic combined athletes. *J Sports Med Phys Fitness*, 41(3), 354-361.
- Paoli, A., Marcolin, G., & Petrone, N. (2009). The Effect of Stance Width on the Electromyographical Activity of Eight Superficial Thigh Muscles During Back Squat With Different Bar Loads. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(1), 246-250. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181876811
- Patras, K., Zampeli, F., Ristanis, S., Tsepi, E., Ziogas, G., Stergiou, N., & Georgoulis, A. D. (2012). Hamstring-Dominant Strategy of the Bone–Patellar Tendon–Bone Graft Anterior Cruciate Ligament–Reconstructed Leg Versus Quadriceps-Dominant Strategy of the Contralateral Intact Leg During High-Intensity Exercise in Male Athletes. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 28(9), 1262-1270.
- Pellicer-Chenoll, M., Serra-Añó, P., Cabeza-Ruiz, R., Pardo, A., Aranda, R., & González, L. M. (2017). Comparison of conventional hamstring/quadriceps ratio between genders in level-matched soccer players. *Revista andaluza de medicina del deporte*, 10(1), 14-18. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ramd.2015.05.002>
- Petersen, J., & Holmich, P. (2005). Evidence based prevention of hamstring injuries in sport. *Br J Sports Med*, 39. doi: 10.1136/bjsm.2005.018549

- Petersen, J., Thorborg, K., Nielsen, M. B., Budtz-Jørgensen, E., & Hölmich, P. (2011). Preventive effect of eccentric training on acute hamstring injuries in men's soccer: a cluster-randomized controlled trial. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(11), 2296-2303.
- Philippaerts, R. M., Vaeyens, R., Janssens, M., Van Renterghem, B., Matthys, D., Craen, R., . . . Malina, R. M. (2006). The relationship between peak height velocity and physical performance in youth soccer players. *Journal of Sports Sciences*, 24(3), 221-230.
- Pincivero, D. M., Aldworth, C., Dickerson, T., Petry, C., & Shultz, T. (2000). Quadriceps-hamstring EMG activity during functional, closed kinetic chain exercise to fatigue. *European journal of applied physiology*, 81(6), 504-509.
- Pincivero, D. M., Gandhi, V., Timmons, M. K., & Coelho, A. J. (2006). Quadriceps femoris electromyogram during concentric, isometric and eccentric phases of fatiguing dynamic knee extensions. *Journal of biomechanics*, 39(2), 246-254.
- Piper, T. J., & Waller, M. A. (2001). Variations of the Deadlift. *Strength & Conditioning Journal*, 23(3), 66.
- Pizzari, T., Green, B., & van Dyk, N. (2020). Extrinsic and Intrinsic Risk Factors Associated with Hamstring Injury. In K. Thorborg, D. Opar & A. Shield (Eds.), *Prevention and Rehabilitation of Hamstring Injuries* (pp. 83-115). Cham: Springer International Publishing.
- Potvin, J., & Brown, S. (2004). Less is more: high pass filtering, to remove up to 99% of the surface EMG signal power, improves EMG-based biceps brachii muscle force estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14(3), 389-399.

- Proske, U., Morgan, D. L., Brockett, C. L., & Percival, P. (2004). Identifying athletes at risk of hamstring strains and how to protect them. *Clin Exp Pharmacol Physiol*, 31(8), 546-550. doi: 10.1111/j.1440-1681.2004.04028.x
- Rahnama, N., Lees, A., & Bambaecichi, E. (2005). A comparison of muscle strength and flexibility between the preferred and non-preferred leg in English soccer players. *Ergonomics*, 48(11-14), 1568-1575.
- Ramírez, A., & Garzón, D. A. (2013). Análisis de sensibilidad por la colocación de los electrodos en la electromiografía de superficie (semg). *Revista Facultad de Ingeniería*(46), 70-79.
- Read, P. J., Oliver, J. L., De Ste Croix, M. B. A., Myer, G. D., & Lloyd, R. S. (2016). Neuromuscular Risk Factors for Knee and Ankle Ligament Injuries in Male Youth Soccer Players. *Sports Medicine*, 46(8), 1059-1066. doi: 10.1007/s40279-016-0479-z
- Reurink, G., Goudswaard, G. J., Tol, J. L., Almusa, E., Moen, M. H., Weir, A., . . . Maas, M. (2014). MRI observations at return to play of clinically recovered hamstring injuries. *British journal of sports medicine*, 48(18), 1370-1376.
- Riemann, B. L., Lapinski, S., Smith, L., & Davies, G. (2012). Biomechanical analysis of the anterior lunge during 4 external-load conditions. *Journal of athletic training*, 47(4), 372-378.
- Risberg, M. A., Steffen, K., Nilstad, A., Myklebust, G., Kristianslund, E., Moltubakk, M. M., & Krosshaug, T. (2018). Normative Quadriceps and Hamstring Muscle Strength Values for Female, Healthy, Elite Handball and Football Players. *Journal of strength and conditioning research*, 32(8), 2314-2323. doi: 10.1519/JSC.0000000000002579

- Robertson, R., & Dowling, J. (2003). Design and responses of Butterworth and critically damped digital filters. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(6), 569-573.
- Robertson, R., & Giulianotti, R. (2006). Fútbol, Globalización y Glocalización. *Revista internacional de sociología*, 64(45), 9-35.
- Robineau, J., Jouaux, T., Lacroix, M., & Babault, N. (2012). Neuromuscular Fatigue Induced by a 90-Minute Soccer Game Modeling. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(2), 555-562. doi: 10.1519/JSC.0b013e318220dda0
- Rohman, E., Steubs, J. T., & Tompkins, M. (2015). Changes in involved and uninvolved limb function during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: implications for Limb Symmetry Index measures. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(6), 1391-1398.
- Roig, M., O'Brien, K., Kirk, G., Murray, R., McKinnon, P., Shadgan, B., & Reid, W. (2009). The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analysis. *British journal of sports medicine*, 43(8), 556-568.
- Rosch, D., Hodgson, R., Peterson, L., Graf-Baumann, T., Junge, A., Chomiak, J., & Dvorak, J. (2000). Assessment and Evaluation of Football Performance. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(5_suppl), 29-39. doi: 10.1177/28.suppl_5.s-29
- Rouffet, D. M., & Hautier, C. A. (2008). EMG normalization to study muscle activation in cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5), 866-878.
- Rouissi, M., Chtara, M., Owen, A., Chaalali, A., Chaouachi, A., Gabbett, T., & Chamari, K. (2016). Effect of leg dominance on change of direction ability amongst young elite soccer players. *Journal of Sports Sciences*, 34(6), 542-548.

- Ruas, C. V., Minozzo, F., Pinto, M. D., Brown, L. E., & Pinto, R. S. (2015). Lower-extremity strength ratios of professional soccer players according to field position. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 29(5), 1220-1226.
- Ruas, C. V., Pinto, R. S., Haff, G. G., Lima, C. D., Pinto, M. D., & Brown, L. E. (2019). Alternative Methods of Determining Hamstrings-to-Quadriceps Ratios: a Comprehensive Review. *Sports Medicine - Open*, 5(1), 11. doi: 10.1186/s40798-019-0185-0
- Saeterbakken, A. H., Andersen, V., & van den Tillaar, R. (2016). Comparison of Kinematics and Muscle Activation in Free-Weight Back Squat With and Without Elastic Bands. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 30(4), 945-952. doi: 10.1519/jsc.0000000000001178
- Sato, K., & Heise, G. D. (2012). Influence of weight distribution asymmetry on the biomechanics of a barbell back squat. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(2), 342-349.
- Scurr, J. C., Abbott, V., & Ball, N. (2011). Quadriceps EMG muscle activation during accurate soccer instep kicking. *Journal of Sports Sciences*, 29(3), 247-251. doi: 10.1080/02640414.2010.523085
- Schache, A. G., Dorn, T. W., Blanch, P. D., Brown, N., & Pandy, M. G. (2012). Mechanics of the human hamstring muscles during sprinting. *Med Sci Sports Exerc*, 44(4), 647-658.
- Schache, A. G., Dorn, T. W., Wrigley, T. V., Brown, N. A., & Pandy, M. G. (2013). Stretch and activation of the human biarticular hamstrings across a range of running speeds. *European journal of applied physiology*, 113(11), 2813-2828.
- Schache, A. G., Wrigley, T. V., Baker, R., & Pandy, M. G. (2009). Biomechanical response to hamstring muscle strain injury. *Gait & posture*, 29(2), 332-338.

- Schaub, P., & Worrell, T. (1995). EMG activity of six muscles and VMO: VL ratio determination during a maximal squat exercise. *Journal of sport rehabilitation*, 4(3), 195-202.
- Schuermans, J., Van Tiggelen, D., Danneels, L., & Witvrouw, E. (2014). Biceps femoris and semitendinosus—teammates or competitors? New insights into hamstring injury mechanisms in male football players: a muscle functional MRI study. *British journal of sports medicine*, 48(22), 1599-1606.
- Schuermans, J., Van Tiggelen, D., Danneels, L., & Witvrouw, E. (2016). Susceptibility to hamstring injuries in soccer: a prospective study using muscle functional magnetic resonance imaging. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(5), 1276-1285.
- Schwanbeck, S., Chilibeck, P. D., & Binsted, G. (2009). A Comparison of Free Weight Squat to Smith Machine Squat Using Electromyography. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(9), 2588-2591. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181b1b181
- Sekir, U., Arabaci, R., & Akova, B. (2015). Acute effects of static stretching on peak and end-range hamstring-to-quadriceps functional ratios. *World journal of orthopedics*, 6(9), 719.
- Serner, A., Jakobsen, M. D., Andersen, L. L., Hölmich, P., Sundstrup, E., & Thorborg, K. (2014). EMG evaluation of hip adduction exercises for soccer players: implications for exercise selection in prevention and treatment of groin injuries. *British journal of sports medicine*, 48(14), 1108-1114. doi: 10.1136/bjsports-2012-091746

- Sherry, M. A., & Best, T. M. (2004). A comparison of 2 rehabilitation programs in the treatment of acute hamstring strains. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 34(3), 116-125.
- Sherry, M. A., Johnston, T. S., & Heiderscheit, B. C. (2015). Rehabilitation of acute hamstring strain injuries. *Clinics in sports medicine*, 34(2), 263-284.
- Silder, A., Heiderscheit, B. C., Thelen, D. G., Enright, T., & Tuite, M. J. (2008). MR observations of long-term musculotendon remodeling following a hamstring strain injury. *Skeletal radiology*, 37(12), 1101.
- Silder, A., Sherry, M. A., Sanfilippo, J., Tuite, M. J., Hetzel, S. J., & Heiderscheit, B. C. (2013). Clinical and morphological changes following 2 rehabilitation programs for acute hamstring strain injuries: a randomized clinical trial. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 43(5), 284-299.
- Silder, A., Thelen, D. G., & Heiderscheit, B. C. (2010). Effects of prior hamstring strain injury on strength, flexibility, and running mechanics. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 25(7), 681-686. doi: <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.04.015>
- Simic, L., Sarabon, N., & Markovic, G. (2013). Does pre-exercise static stretching inhibit maximal muscular performance? A meta-analytical review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(2), 131-148.
- Small, K., McNaughton, L., Greig, M., & Lovell, R. (2010). The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(1), 120-125.
- Sole, G., Milosavljevic, S., Nicholson, H., & Sullivan, S. J. (2011). Selective strength loss and decreased muscle activity in hamstring injury. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 41(5), 354-363.

- Sole, G., Milosavljevic, S., Nicholson, H., & Sullivan, S. J. (2012). Altered muscle activation following hamstring injuries. *Br J Sports Med*, 46(2), 118-123.
- Stewart, C., Postans, N., Schwartz, M. H., Rozumalski, A., & Roberts, A. (2008). An investigation of the action of the hamstring muscles during standing in crouch using functional electrical stimulation (FES). *Gait & posture*, 28(3), 372-377.
- Stubbe, J. H., van Beijsterveldt, A.-M. M., van der Knaap, S., Stege, J., Verhagen, E. A., Van Mechelen, W., & Backx, F. J. (2015). Injuries in professional male soccer players in the Netherlands: a prospective cohort study. *Journal of athletic training*, 50(2), 211-216.
- Sun, Y., Wei, S., Zhong, Y., Fu, W., Li, L., & Liu, Y. (2015). How joint torques affect hamstring injury risk in sprinting swing–stance transition. *Medicine and science in sports and exercise*, 47(2), 373.
- Sundby, Ø. H., & Gorelick, M. L. (2014). Relationship between functional hamstring: quadriceps ratios and running economy in highly trained and recreational female runners. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(8), 2214-2227.
- Sutherland, D., Santi, M., & Abel, M. (1990). Treatment of stiff-knee gait in cerebral palsy: a comparison by gait analysis of distal rectus femoris transfer versus proximal rectus release. *Journal of pediatric orthopedics*, 10(4), 433-441.
- Svensson, K., Alricsson, M., Karneback, G., Magounakis, T., & Werner, S. (2016). Muscle injuries of the lower extremity: a comparison between young and old male elite soccer players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 24(7), 2293-2299.
- Taj, T., & Chatterjee, S. (2015). Comparison of the Electromyographic activity, Quadriceps: Hamstring coactivation ratio and strength changes of dominant leg

- muscles in collegiate football and volleyball players during different forms of exercises. *Biology of Exercise*, 11(2), 73-88.
- Taylor, J. B., Wright, A. A., Dischiavi, S. L., Townsend, M. A., & Marmon, A. R. (2017). Activity Demands During Multi-Directional Team Sports: A Systematic Review. *Sports Medicine*, 47(12), 2533-2551. doi: 10.1007/s40279-017-0772-5
- Thelen, D. G., Chumanov, E. S., Hoerth, D. M., Best, T. M., Swanson, S. C., Li, L., . . . Heiderscheit, B. C. (2005). Hamstring muscle kinematics during treadmill sprinting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(1), 108-114.
- Thelen, D. G., Chumanov, E. S., Sherry, M. A., & Heiderscheit, B. C. (2006). Neuromusculoskeletal models provide insights into the mechanisms and rehabilitation of hamstring strains. *Exercise and sport sciences reviews*, 34(3), 135-141.
- Thorlund, J. B., Aagaard, P., & Madsen, K. (2009). Rapid muscle force capacity changes after soccer match play. *International journal of sports medicine*, 30(04), 273-278.
- Timmins, R. G., Bourne, M., Shield, A. J., Williams, M. D., Lorenzen, C., & Opar, D. A. (2016). Short biceps femoris fascicles and eccentric knee flexor weakness increase the risk of hamstring injury in elite football (soccer): a prospective cohort study. *British journal of sports medicine*, 50(24), 1524. doi: 10.1136/bjsports-2015-095362
- Timmins, R. G., Shield, A. J., Williams, M. D., Lorenzen, C., & Opar, D. A. (2015). Biceps femoris long head architecture: a reliability and retrospective injury study. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47(5), 905-913.
- Tol, J. L., Hamilton, B., Eirale, C., Muxart, P., Jacobsen, P., & Whiteley, R. (2014). At return to play following hamstring injury the majority of professional football

- players have residual isokinetic deficits. *British journal of sports medicine*, 48(18), 1364-1369. doi: 10.1136/bjsports-2013-093016
- Torres, G., Chorro, D., Navandar, A., Rueda, J., Fernández, L., & Navarro, E. (2020). Assessment of Hamstring: Quadriceps Coactivation without the Use of Maximum Voluntary Isometric Contraction. *Applied Sciences*, 10(5), 1615. doi: <https://doi.org/10.3390/app10051615>
- Torres, G., García, C., Rueda, J., Navandar, A., & Navarro, E. (2014). *Activación muscular de cuádriceps e isquiotibiales en distintos ejercicios de fuerza*. Paper presented at the En: F. del Villar, F. Claver y P. Fuentes (Eds), Libro de Actas del VIII Congreso Internacional de la Asociación Española de Ciencias del Deporte, Cáceres, AECD, Cáceres.
- Torrontegui-Duarte, M., Gijon-Nogueron, G., Perez-Frias, J. C., Morales-Asencio, J. M., & Luque-Suarez, A. (2020). Incidence of injuries among professional football players in Spain during three consecutive seasons: A longitudinal, retrospective study. *Physical Therapy in Sport*, 41, 87-93. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.11.008>
- Tsaklis, P., Malliaropoulos, N., Mendiguchia, J., Korakakis, V., Tsapralis, K., Pyne, D., & Malliaras, P. (2015). Muscle and intensity based hamstring exercise classification in elite female track and field athletes: implications for exercise selection during rehabilitation. *Open access journal of sports medicine*, 6, 209.
- Valle, X., Tol, J. L., Hamilton, B., Rodas, G., Malliaras, P., Malliaropoulos, N., . . . Jordi, J. (2015). Hamstring muscle injuries, a rehabilitation protocol purpose. *Asian journal of sports medicine*, 6(4).
- Van Beijsterveldt, A.-M., Steffen, K., Stubbe, J. H., Frederiks, J. E., van de Port, I. G., & Backx, F. J. (2014). Soccer injuries and recovery in Dutch male amateur soccer

- players: results of a prospective cohort study. *Clinical journal of sport medicine*, 24(4), 337-342.
- Van den Tillaar, R., Lerberg, E., & Von Heimburg, E. (2016). Comparison of three types of warm-up upon sprint ability in experienced soccer players. *Journal of Sport and Health Science*.
- Van den Tillaar, R., Vatten, T., & Von Heimburg, E. (2017). Effects of Short or Long Warm-up on Intermediate Running Performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 31(1), 37-44.
- Van den Tillaar, R., & von Heimburg, E. (2016). Comparison of Two Types of Warm-Up Upon Repeated-Sprint Performance in Experienced Soccer Players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 30(8), 2258-2265.
- Van der Horst, N., Smits, D.-W., Petersen, J., Goedhart, E. A., & Backx, F. J. (2015). The preventive effect of the Nordic hamstring exercise on hamstring injuries in amateur soccer players: a randomized controlled trial. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(6), 1316-1323.
- Van der Horst, N., van de Hoef, S., Reurink, G., Huisstede, B., & Backx, F. (2016). Return to Play After Hamstring Injuries: A Qualitative Systematic Review of Definitions and Criteria. *Sports Medicine*, 46(6), 899-912. doi: 10.1007/s40279-015-0468-7
- van Dyk, N., Bahr, R., Burnett, A. F., Whiteley, R., Bakken, A., Mosler, A., . . . Witvrouw, E. (2017). A comprehensive strength testing protocol offers no clinical value in predicting risk of hamstring injury: a prospective cohort study of 413 professional football players. *British journal of sports medicine*, 51(23), 1695-1702. doi: 10.1136/bjsports-2017-097754
- Vaz, M., Zhang, Y.-t., Herzog, W., Guimaraes, A., & MacIntosh, B. (1996). The behavior of rectus femoris and vastus lateralis during fatigue and recovery: an

- electromyographic and vibromyographic study. *Electromyography and clinical neurophysiology*, 36(4), 221-230.
- Verrall, G. M., Slavotinek, J., Barnes, P., Fon, G., & Spriggins, A. (2001). Clinical risk factors for hamstring muscle strain injury: a prospective study with correlation of injury by magnetic resonance imaging. *British journal of sports medicine*, 35(6), 435-439.
- Verrall, G. M., Slavotinek, J. P., Barnes, P. G., & Fon, G. T. (2003). Diagnostic and prognostic value of clinical findings in 83 athletes with posterior thigh injury: comparison of clinical findings with magnetic resonance imaging documentation of hamstring muscle strain. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(6), 969-973.
- Wangenstein, A., Askling, C., Hickey, J., Purdam, C., van der Made, A. D., & Thorborg, K. (2020). Rehabilitation of Hamstring Injuries. In K. Thorborg, D. Opar & A. Shield (Eds.), *Prevention and Rehabilitation of Hamstring Injuries* (pp. 225-270). Cham: Springer International Publishing.
- Wangenstein, A., Tol, J. L., Witvrouw, E., Van Linschoten, R., Almusa, E., Hamilton, B., & Bahr, R. (2016). Hamstring Reinjuries occur at the same location and early after return to sport: A descriptive study of MRI-confirmed reinjuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(8), 2112-2121.
- Wood, D. (1987). Biomechanical limitations to sprint running *Current research in sports biomechanics* (Vol. 25, pp. 58-71): Karger Publishers.
- Wood, D., Packham, I., Trikha, S. P., & Linklater, J. (2008). Avulsion of the proximal hamstring origin. *JBJS*, 90(11), 2365-2374.
- Woodley, S. J., & Mercer, S. R. (2005). Hamstring muscles: architecture and innervation. *Cells tissues organs*, 179(3), 125-141.

- Woods, C., Hawkins, R., Hulse, M., & Hodson, A. (2002). The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football—analysis of preseason injuries. *British journal of sports medicine*, 36(6), 436-441.
- Woods, C., Hawkins, R., Maltby, S., Hulse, M., Thomas, A., & Hodson, A. (2004). The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football—analysis of hamstring injuries. *British journal of sports medicine*, 38(1), 36-41.
- Wright, J., Ball, N., & Wood, L. (2009). Fatigue, H/Q ratios and muscle coactivation in recreational football players. *Isokinetics and Exercise Science*, 17(3), 161-167.
- Wright, J., Delong, T., & Gehlsen, G. (1999). Electromyographic Activity of the Hamstrings During Performance of the Leg Curl, Stiff-Leg Deadlift, and Back Squat Movements. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 13(2), 168-174.
- Yack, H. J., Collins, C. E., & Whieldon, T. J. (1993). Comparison of closed and open kinetic chain exercise in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 21(1), 49-54.
- Yamashita, N. (1988). EMG activities in mono-and bi-articular thigh muscles in combined hip and knee extension. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 58(3), 274-277.
- Yang, J. F., & Winter, D. (1984). Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 65(9), 517-521.
- Yavuz, H. U., Erdağ, D., Amca, A. M., & Aritan, S. (2015). Kinematic and EMG activities during front and back squat variations in maximum loads. *Journal of Sports Sciences*, 33(10), 1058-1066.

- Yeung, S. S., Suen, A. M., & Yeung, E. W. (2009). A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: preseason muscle imbalance as a possible risk factor. *British journal of sports medicine*, 43(8), 589-594.
- Yoo, W. (2016). Comparison of hamstring-to-quadriceps ratio between accelerating and decelerating sections during squat exercise. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(9), 2468-2469.
- Youdas, J. W., Hollman, J. H., Hitchcock, J. R., Hoyme, G. J., & Johnsen, J. J. (2007). Comparison of hamstring and quadriceps femoris electromyographic activity between men and women during a single-limb squat on both a stable and labile surface. *Journal of Strength & Conditioning Research (Allen Press Publishing Services Inc.)*, 21(1), 105-111.
- Young, W., Gulli, R., Rath, D., Russell, A., O'Brien, B., & Harvey, J. (2010). Acute effect of exercise on kicking accuracy in elite Australian football players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(1), 85-89.
- Yu, B., Liu, H., & Garrett, W. E. (2017). Mechanism of hamstring muscle strain injury in sprinting. *Journal of Sport and Health Science*.
- Yu, B., Queen, R. M., Abbey, A. N., Liu, Y., Moorman, C. T., & Garrett, W. E. (2008). Hamstring muscle kinematics and activation during overground sprinting. *Journal of biomechanics*, 41(15), 3121-3126.
- Zakas, A. (2006). Bilateral isokinetic peak torque of quadriceps and hamstring muscles in professional soccer players with dominance on one or both two sides. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 46(1), 28.
- Zebis, M. K., Andersen, C. H., Bencke, J., Ørntoft, C., Linnebjerg, C., Hölmich, P., . . . Andersen, L. L. (2017). Neuromuscular coordination deficit persists 12 months

- after ACL reconstruction but can be modulated by 6 weeks of kettlebell training: a case study in women's elite soccer. *Case reports in orthopedics*, 2017.
- Zebis, M. K., Andersen, L. L., Bencke, J., Kjær, M., & Aagaard, P. (2009). Identification of athletes at future risk of anterior cruciate ligament ruptures by neuromuscular screening. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(10), 1967-1973.
- Zebis, M. K., Bencke, J., Andersen, L. L., Døssing, S., Alkjær, T., Magnusson, S. P., . . . Aagaard, P. (2008). The Effects of Neuromuscular Training on Knee Joint Motor Control During Sidecutting in Female Elite Soccer and Handball Players. *Clinical journal of sport medicine*, 18(4), 329-337. doi: 10.1097/JSM.0b013e31817f3e35
- Zebis, M. K., Skotte, J., Andersen, C. H., Mortensen, P., Petersen, H. H., Viskær, T. C., . . . Andersen, L. L. (2012). Kettlebell swing targets semitendinosus and supine leg curl targets biceps femoris: an EMG study with rehabilitation implications. *British journal of sports medicine*, bjsports-2011-090281.
- Zebis, M. K., Sørensen, M. H., Lauridsen, H. B., Bencke, J., Andersen, C. H., Carlsbæk, J. B., . . . Andersen, L. L. (2019). Electromyography Evaluation of Bodyweight Exercise Progression in a Validated Anterior Cruciate Ligament Injury Rehabilitation Program: A Cross-Sectional Study. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 98(11), 998-1004. doi: 10.1097/PHM.0000000000001232
- Zeller, B. L., McCrory, J. L., Ben Kibler, W., & Uhl, T. L. (2003). Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(3), 449-456.

IX. ANEXOS

ANEXO I: CONSENTIMIENTO INFORMADO

CONSENTIMIENTO INFORMADO ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA ACTIVACIÓN ELÉCTRICA DE CUÁDRICEPS E ISQUIOTIBIALES

De acuerdo con las directrices éticas dictadas en la Declaración de Helsinki enmendadas en la 59ª Asamblea General de la AMM en Seúl, octubre de 2008, la Ley 14/2007, de 3 de julio, de investigación biomecánica, Convenio de Oviedo relativo a los Derechos Humanos y la Biomedicina (1997), yo D/Dª..... o en su representación yo D/Dª.....

..... declaro haber sido informado/a de los riesgos e implicaciones que conlleva la participación en el presente estudio, y autorizo la realización de las pruebas detalladas sobre mi persona, por el Laboratorio de Biomecánica del Deporte de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte – INEF, eximiendo de toda responsabilidad y renunciando a ejercer acciones legales contra dicha entidad o personal del mismo.

Estos datos están sujetos al tratamiento automatizados a que se refiere la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, sobre la Protección de Datos de Carácter Personal, el R. D. 1720/2007, de 21 de diciembre, por el que se aprueba el Reglamento de desarrollo de la dicha Ley, siendo los resultados de las mismas **confidenciales**, y permito que se traten los datos con la única finalidad científica, en tanto se respeten la confidencialidad y el anonimato de los datos, y la cesión y el tratamiento se efectúe previo procedimiento de disociación, de forma que no puedan ser expuestos en relación a mi persona.

En..... a de..... de.....

Firma Interesado:

Firma Responsable del Proyecto:

Para ejercer su derecho a información, rectificación y anulación de sus datos, deberá ponerse en contacto con el Laboratorio de Biomecánica del Deporte de la Universidad Politécnica de Madrid, a través del teléfono 913 364 121 o vía email al laboratorio.biomecanica.inef@upm.es

ANEXO II: CUESTIONARIO

DATOS DEL SUJETO

Fecha de realización cuestionario----/----/----- Nº □□□□

1. Futbolista

1.1. Sexo: Masculino ☐ Femenino ☐

1.2. Edad: □□

1.3. Talla: □□□ (cm) Peso (kgr): □□□,□

1.5. Club _____

1.6. Posición en que juega _____

1.7. Lado dominante: Diestro ☐ Zurdo ☐

1.8. ¿Eres profesional?

Si ☐ No ☐

1.9. ¿Ha sufrido alguna lesión deportiva en los últimos 24 meses?

No ☐ Sí, una ☐ Sí, dos ☐ Sí, tres o más ☐

1.10. ¿Se repitió la misma lesión en alguno de los casos?

Sí ☐ No ☐

2. Carrera futbolística

2.1. ¿Cuántos años lleva jugando a partir de los niveles juveniles?

2.2. ¿Qué es la máxima división en que llegaste a jugar? _____

2.3. ¿Cuántos años ha jugado en cada división?

Primera División Femenina	
Segunda División Femenina	
Otro	

3.1 Localización física de la lesión o lesiones: redondear la opción u opciones adecuadas

3.2. Tipo de Lesión producida:

Lesiones Superficiales ☐ Musculares ☐ Tendones ☐ Esguinces ☐ Otras

Lesiones articulares ☐ Lesiones de Hueso ☐

3.3. Lesión sufrida:

Cervicalgia ☐ Dorsalgia ☐ Lumbalgia ☐ Tendinitis supraespinoso ☐ Epitrocleeítis

☐ Epicondilítis ☐ Ganglión ☐ Tendinitis manguito rot ☐ Esguince tobillo ☐

Esguince Lig Lat rodilla ☐ Rotura LCA ☐ Tendinitis rodilla ☐ Tendinitis muñeca

☐ Rotura gemelo ☐ Rotura recto anterior ☐ Rotura tríceps ☐ Rotura

abdomen ☐ Artrosis cadera ☐ Fractura stress ☐ Fascitis plantar ☐ Hernia discal

☐ Tendinopatía aquilea ☐ Síndrome cintilla iliotibial ☐ Contractura muscular ☐

3.4. Atención sanitaria requerida:

Examinado y dado de alta ☐ Tratado y seguido ☐ Hospitalizado ☐

Necesitó atención quirúrgica ☐ No precisó asistencia ☐ Desconocido ☐

3.5. ¿Cuándo se ha lesionado?

Durante partido ☐ Durante entrenamiento ☐ Otro ☐

3.6 ¿Dónde? ¿Qué tipo de lesión era?	¿Cuándo? Fecha del accidente (DD/MM/AAAA)	¿Qué pierna?	¿Cuántos partidos se ha perdido?

3.8 Lugar en el que se encontraba cuando tuvo la lesión:

Instalación deportiva al aire libre ☐ Instalación deportiva cerrada ☐

Medio natural, al aire libre ☐ Otros ☐ Desconocido ☐

3.9 Motivos que han podido ser la principal causa de la lesión (son posibles varias respuestas):

Imprudencia ☐ Descuido ☐ Deficiencias en la instalación ☐

Contacto con otro deportista ☐ Problemas físicos ☐ Problemas psíquicos ☐ No seguir las instrucciones ☐ Falta de información ☐ Otras causas ☐

3.10. ¿Ha necesitado rehabilitación?: Sí ☐ No ☐

3.11. Tiempo de rehabilitación:

Hasta 15 días ☐ 16 a 30 días ☐

1 mes a 2 meses ☐ Más de 2 meses ☐

3.12. Aparición de secuelas: Sí ☐ No ☐

3.13. Tipo de secuela (Si ha contestado SI en la pregunta anterior):

Cicatrices ☐ Disminución movilidad ☐ Dolor ☐ Minusvalía permanente ☐

Disminución masa muscular ☐ Inflamación/Hinchazón ☐ Otras ☐

3.14. ¿Le ha quedado algún tipo de limitación para la práctica deportiva?
Sí ☐ No ☐

Original Article

Electromyographic activity of quadriceps and hamstrings of a professional football team during Bulgarian Squat and Lunge exercises

ENRIQUE NAVARRO¹ , DAVID CHORRO¹, GONZALO TORRES¹, ARCHIT NAVANDAR², JAVIER RUEDA¹, SANTIAGO VEIGA¹

¹Faculty of Sport and Physical Exercise Sciences, Technical University of Madrid, Madrid, Spain

²Faculty of Sport Sciences, European University of Madrid, Madrid, Spain

ABSTRACT

The aim of this study was to analyse the quadriceps-hamstring coactivation in the lunge and Bulgarian squat exercises. A cross-sectional study design was applied to seventeen healthy professional football players. Muscular activity was measured using wireless surface electromyography (sEMG). The Maximum Voluntary Isometric Contraction was used to normalize the data. The muscle activation of each muscle belly was significantly different between the two exercises ($F_{4,24} = 28.076$, $p < .001$, partial $\eta^2 = .72$). Activity in individual muscles varied in both the lunge ($F_{4,24} = 49.315$, $p < .001$, partial $\eta^2 = .89$), and the Bulgarian squat ($F_{4,24} = 28.076$, $p < .001$, partial $\eta^2 = .82$). The results showed no significant differences between the preferred and non-preferred legs of the participants ($p > .05$). In both the lunge and the Bulgarian squat, a significantly greater activation of the vastus medialis (VM) and the vastus lateralis (VL) muscles were found compared to the rectus femoris (RF) and biceps femoris (BF) and semitendinosus (ST). Muscles showed a greater activation during the Bulgarian squat compared to the lunge, but the hamstrings to quadriceps ratio was similar in both exercises ($p > .05$). The present work shows that the Bulgarian Squat exercise produces greater muscle activation than the Lunge exercise, whereas in both exercises there is a similar pattern of muscle activation. No differences were found between legs. If one wants to work specifically on strength development, the Bulgarian Squat would be a better option, as would be the case if one were to focus on synergistic work on the quadriceps and hamstrings, as the Bulgarian Squat exercise shows a higher H:Q ratio.

Keywords: Biomechanics; Therapeutic exercises; Hamstring strain injury.

Cite this article as:

Navarro, E., Chorro, D., Torres, G., Navandar, A., Rueda, J., & Veiga, S. (2020). Electromyographic activity of quadriceps and hamstrings of a professional football team during Bulgarian Squat and Lunge exercises. *Journal of Human Sport and Exercise*, in press. doi:<https://doi.org/10.14198/jhse.2021.163.08>

Corresponding author. Sports Biomechanics Laboratory. Faculty of Sport and Physical Exercise Sciences. Technical University of Madrid (Universidad Politécnica de Madrid). Martín Fierro 7, 28040 Madrid. <https://orcid.org/0000-0003-4824-4525>

E-mail: enrique.navarro@upm.es

Submitted for publication January 22, 2020

Accepted for publication March 10, 2020

Published in press April 24, 2020

JOURNAL OF HUMAN SPORT & EXERCISE ISSN 1988-5202

© Faculty of Education. University of Alicante

doi:10.14198/jhse.2021.163.08

Article

Assessment of Hamstring: Quadriceps Coactivation without the Use of Maximum Voluntary Isometric Contraction

Gonzalo Torres ¹ , David Chorro ¹, Archit Navandar ² , Javier Rueda ¹ , Luís Fernández ³ and Enrique Navarro ^{1,*}

¹ Faculty of Sport Sciences, Biomechanics Laboratory, Universidad Politécnica de Madrid, 28040 Madrid, Spain; gonzalo.torresmar@gmail.com (G.T.); dchorroh@gmail.com (D.C.); javier.rueda7792@gmail.com (J.R.)

² Faculty of Sport Sciences, Universidad Europea de Madrid, 28670 Madrid, Spain; archit89@gmail.com

³ Medical Services of Atlético de Madrid, Club Atlético de Madrid, 28221 Madrid, Spain; luferro@ceu.es

* Correspondence: enrique.navarro@upm.es

Received: 3 February 2020; Accepted: 22 February 2020; Published: 29 February 2020

Featured Application: Recording quadriceps and hamstrings coactivation by surface electromyography (sEMG) in highly reproducible exercises.

Abstract: This study aimed to study the coactivation patterns of the hamstring and quadriceps muscle groups during submaximal strength exercises commonly used in injury prevention in soccer without the use of maximum voluntary isometric contraction testing. This was used to compare: (i) the inter-limb differences in muscle activation; (ii) the intra-muscular group activation pattern and (iii) the activation pattern during different phases of the exercise. Muscle activation was recorded by surface electromyography in 19 elite, male, youth soccer players. Participants performed the following: Bulgarian squat, lunge and squat. Electrical activity was recorded for the rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, biceps femoris and semitendinosus. No significant inter-limb differences were found ($F_{1,13} = 619$; $p = 0.82$; $\eta^2 = 0.045$). Significant differences were found in the muscle activation between individual muscles within the quadriceps and hamstrings muscle group for each of the exercises: Bulgarian squat ($F_{1,18} = 331$; $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.80$), lunge ($F_{4,72} = 114.5$; $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.86$) and squat ($F_{1,16} = 247.31$; $p < 0.001$; $\eta^2 = 0.93$). Differences were found between the different phases of each of the exercises ($F_{2,26} = 52.27$; $p = 0.02$; $\eta^2 = 0.80$). The existence of an activation pattern of each of the muscles in the three proposed exercises could be used for muscle assessment and as a tool for reconditioning post-injury.

Keywords: electromyography; hamstrings; human performance; prevention; ratio; rehabilitation; soccer

1. Introduction

Performance in soccer depends on psychological, physiological and biomechanical factors [1,2]. The study of these factors not only helps improve performance but also works towards injury prevention. Performance and injury prevention are not isolated fields, and the presence of an injury can affect on-field performance. Measurement of the muscular capacity of players is an important factor in the evaluation and prediction of the functional capacity of the player [3].

Muscular capacity has been traditionally measured using isokinetic machines [4,5]. These machines measure the torque generated in isolated joint rotations (for example, in knee flexion and extension), and the torque generated is associated with the primary muscle group responsible for that