UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE – INEF

**VALORACIÓN DE LA COACTIVACIÓN
NEUROMUSCULAR EN CUÁDRICEPS E ISQUIOTIBIALES
EN FUTBOLISTAS PROFESIONALES CON EMG**

TESIS DOCTORAL

David Chorro Hernández

Licenciado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

2019

DEPARTAMENTO DE SALUD Y RENDIMIENTO HUMANO
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE – INEF

**VALORACIÓN DE LA COACTIVACIÓN
NEUROMUSCULAR EN CUÁDRICEPS E ISQUIOTIBIALES
EN FUTBOLISTAS PROFESIONALES CON EMG**

David Chorro Hernández

Licenciado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

Director:

Dr. D. Enrique Navarro Cabello

Doctor en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

Profesor titular Universidad Politécnica de Madrid

2019

TRIBUNAL DE LA TESIS

Tribunal nombrado por el Mgfco. 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 D./Dña. _____

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

Calificación: _____

EL PRESIDENTE

LOS VOCALES

LA SECRETARIA

A grayscale photograph of a man from the back, looking out a window. The man has short, dark hair and is wearing a dark t-shirt. He is sitting in a chair, and his arms are resting on his knees. The window he is looking out of is large and takes up the right half of the frame, showing a bright, overexposed outdoor scene. The lighting is soft, coming from the window, creating a contemplative mood.

*A mis padres,
por enseñarme a crecer.*

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, ***Purificación y Felipe***, por darme lo que espero transmitir algún día a mis hijos, la sensación de poder ambicionar las estrellas junto con la certeza de que si no las alcanzaba, no me queríais menos por eso. Me ayudasteis a entender que caerse forma parte de la vida, y que hay que utilizarlo como motivación para superarse.

A mi hermana ***Almudena*** y a mi “hermano” ***Gabriel***, por apoyarme en todo momento, no solamente en el proceso de elaboración de esta Tesis, sino en cada una de las decisiones que he tomado en la vida.

A una persona que confió en mí hace seis años cuando llamé a la puerta de su despacho para poder colaborar y aprender con él. ***Enrique Navarro***, más que un director de Tesis. Gracias por enseñarme tanto y por permitirme trabajar entre los mejores.

A ***Gonzalo***, a ***Carlos***, a ***Javier***, a ***Archit***, y a todos los colaboradores del laboratorio de Biomecánica del INEF de Madrid (UPM) por prestarme vuestra ayuda de manera desinteresada durante estos años. Compañeros y amigos, muchas gracias.

A los clubes de fútbol ***Club Atlético de Madrid SAD***, ***Getafe CF SAD*** y ***CF Trival Valderas Alcorcón***, a sus jugadores, cuerpos técnicos y empleados, que han hecho posible la realización de este trabajo. Gracias por hacer tan fácil el día a día.

A la ***Universidad Politécnica de Madrid***, y, en especial, al INEF, “la casa del deporte”. Gracias por abrirme las puertas hace siete años para ayudarme a crecer como persona y profesional en las ciencias del deporte. Gracias amigo ***Loren*** por estar siempre ahí.

Y a todos los que no aparecen aquí pero que me han ayudado y han confiado en mí y siguen haciéndolo.

Muchas gracias.

“Excelente maestro es aquel que inspira a aprender”
(César Bona)

“Nada se aprende tanto como lo que es descubierto”
(Sócrates)

***“Estudia como si fueras a vivir para siempre.
Vive como si fueras a morir mañana”***
(Mahatma Gandhi)

“La única forma de hacer un buen trabajo es que te guste lo que haces”
(Steve Jobs)

***"Que nunca te falte un sueño por el que luchar, algo nuevo que aprender, un lugar donde
ir y alguien a quien querer"***

ÍNDICE DE CONTENIDO

RESUMEN / ABSTRACT.....	1
CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN.....	7
1.1. Cuádriceps e isquiotibiales. Anatomía.....	9
1.2. Actividad eléctrica del músculo esquelético.....	12
1.3. Electromiografía de Superficie.....	14
1.4. La biomecánica del futbolista en la carrera de alta intensidad.	18
1.5. Definición de lesión muscular y clasificación.....	22
1.6. La lesión muscular en el futbolista. Epidemiología.....	27
1.7. La lesión de isquiotibiales.....	34
<i>1.7.1. Frecuencia de aparición.....</i>	<i>34</i>
<i>1.7.2. Momento de la lesión.....</i>	<i>35</i>
<i>1.7.3. Mecanismo de lesión y factores de riesgo generales y biomecánicos.....</i>	<i>37</i>
1.8. Valoración del riesgo de lesión de isquiotibiales.....	42
<i>1.8.1. Valoración de fuerza. Isocinéticos.</i>	<i>42</i>
<i>1.8.2. Valoración de activación muscular con Electromiografía de Superficie.....</i>	<i>44</i>
1.9. Hipótesis y objetivos.....	54
CAPÍTULO II. VALORACIÓN DEL PATRÓN INTRAMUSCULAR Y RATIO I:C CON EMG EN JUGADORES DE FÚTBOL.....	56
2.1. Introducción.....	58
2.2. Material y métodos.....	61
2.2.1. Diseño del estudio.....	61
2.2.2. Sujetos.....	62
2.2.3. Procedimientos.....	62
2.3. Resultados.....	71
2.4. Discusión.....	80

2.5. Conclusiones.....	87
CAPÍTULO III. VALORACIÓN DEL PATRÓN INTRAMUSCULAR Y RATIO I:C CON EMG EN JUGADORES CON Y SIN LESIÓN POSTERIOR.....	88
3.1 Introducción.....	90
3.2 Material y métodos.....	92
3.2.1 Diseño del estudio.....	92
3.2.2 Sujetos.....	93
3.2.3 Procedimientos.....	93
3.3 Resultados.....	98
3.4 Discusión.....	103
3.5 Conclusiones.....	106
CAPÍTULO IV. CONCLUSIONES GENERALES	108
CAPÍTULO V. APLICACIONES PRÁCTICAS	112
CAPÍTULO VI. LIMITACIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN.....	116
6.1. Limitaciones.....	118
6.2. Futuras líneas de investigación.....	119
CAPÍTULO VII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	120
CAPÍTULO VIII. ANEXOS.....	140
8.1. Datos.....	142
8.2. Análisis estadístico.....	146

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Músculos que conforman el cuádriceps.....	9
Figura 2. Músculos que conforman los isquiotibiales.....	10
Figura 3. Síntesis y liberación de la acetilcolina.....	13
Figura 4. Fases de la carrera.....	20
Figura 5. Lunge. Posición inicial	64
Figura 6. Lunge. Posición de máxima flexión de rodilla y cadera.....	64
Figura 7. Squat unipodal. Posición inicial.....	65
Figura 8. Squat unipodal. Posición de máxima flexión de rodilla y cadera.....	65
Figura 9. Squat bipodal. Posición inicial.....	66
Figura 10. Squat bipodal. Posición de máxima flexión de rodillas y cadera.....	66
Figura 11. Modelo de informe.....	112

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Músculos del cuádriceps. Origen, inserción, innervación y función.....	10
Tabla 2. Músculos de los isquiotibiales. Origen, inserción, innervación y función.....	11
Tabla 3. Clasificación de las lesiones en función de su gravedad.....	23
Tabla 4. Definiciones de las lesiones indirectas según varios autores.....	25
Tabla 5. Promedio de lesiones en entrenamientos y competición.....	28
Tabla 6. Frecuencia de lesión en función de la localización corporal.....	31
Tabla 7. Frecuencia de lesión en función de la tipología.....	32
Tabla 8. Comparación del nivel de activación de cada músculo (%RMS) dentro del patrón intramuscular de su grupo muscular correspondiente entre el miembro inferior D y ND en el lunge.....	71
Tabla 9. Comparación del nivel de activación de cada músculo (%RMS) dentro del patrón intramuscular de su grupo muscular correspondiente entre el miembro inferior D y ND en el squat unipodal.....	72
Tabla 10. Comparación del nivel de activación de cada músculo (%RMS) dentro del patrón intramuscular de su grupo muscular correspondiente entre el miembro inferior D y ND en el squat bipodal.....	72
Tabla 11. Comparación del patrón intermuscular (ratio I:C RMS) entre el miembro inferior D y ND en el lunge.....	77
Tabla 12. Comparación del patrón intermuscular (ratio I:C RMS) entre el miembro inferior D y ND en el squat unipodal.....	77
Tabla 13. Comparación del patrón intermuscular (ratio I:C RMS) entre el miembro inferior D y ND en el squat bipodal.....	78
Tabla 14. Comparación del patrón intramuscular de isquiotibiales entre futbolistas con lesión a posterior y sin lesión a posterior en el lunge. (%RMS)	78

Tabla 15. Comparación del patrón intramuscular de isquiotibiales entre futbolistas con lesión a posterior y sin lesión a posterior en el squat unipodal. (%RMS).....	99
Tabla 16. Comparación del patrón intramuscular de isquiotibiales entre futbolistas con lesión a posterior y sin lesión a posterior en el squat bipodal. (%RMS).....	99
Tabla 17. Comparación del ratio intermuscular I:C entre los futbolistas con lesión a posterior y sin lesión a posterior en el lunge. (ratio I:C).....	99
Tabla 18. Comparación del ratio intermuscular I:C entre los futbolistas con lesión a posterior y sin lesión a posterior en el squat unipodal. (ratio I:C).....	102
Tabla 19. Comparación del ratio intermuscular I:C entre los futbolistas con lesión a posterior y sin lesión a posterior en el squat bipodal. (ratio I:C).....	102

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Activación del cuádriceps y de los isquiotibiales en la carrera a diferentes velocidades.....	21
Gráfico 2. Lesiones en competición por minuto.....	30
Gráfico 3. Tipología de lesiones más frecuentes en el fútbol.....	33
Gráfico 4. Velocidad de elongación (m/s) de bíceps femoral en un ciclo de un sprint.....	36
Gráfico 5. Modelo mecánico de las fuerzas que se producen en el miembro inferior en un sprint.....	38
Gráfico 6. Calendario de la toma de datos. Estudio 1.....	61
Gráfico 7. Protocolo del registro de datos. Estudio 1.....	66
Gráfico 8. Procedimiento de análisis de la señal de EMG. Estudio 1.....	68
Gráfico 9. Comparación del patrón intramuscular entre el miembro inferior D y ND en cada grupo en el lunge	73
Gráfico 10. Comparación del patrón intramuscular entre el miembro inferior D y ND en cada grupo squat unipodal.....	74
Gráfico 11. Comparación del patrón intramuscular entre el miembro inferior D y ND en cada grupo en el squat bipodal.....	74
Gráfico 12. Patrón intramuscular de cuádriceps e isquiotibiales en el lunge. Promedio de grupos y miembros inferiores.....	76
Gráfico 13. Patrón intramuscular de cuádriceps e isquiotibiales en el squat unipodal. Promedio de grupos y miembros inferiores.....	76
Gráfico 14. Patrón intramuscular de cuádriceps e isquiotibiales en el squat bipodal. Promedio de grupos y miembros inferiores.....	76

Gráfico 15. Comparación del patrón intramuscular entre miembro inferior D y ND en cada ejercicio unificando grupos.....	78
Gráfico 16. Calendario de la toma de datos. Estudio 2.....	92
Gráfico 17. Protocolo del registro de datos. Estudio 2.....	95
Gráfico 18. Procedimiento de análisis de la señal de EMG. Estudio 2.....	97
Gráfico 19. Comparación del patrón intramuscular en miembros inferiores de cada grupo en el lunge.....	100
Gráfico 20. Comparación del patrón intramuscular en miembros inferiores de cada grupo en el squat unipodal.....	100
Gráfico 21. Comparación del patrón intramuscular en miembros inferiores en cada grupo en el squat bipodal.....	101

LISTA DE ABREVIATURAS

ANOVA = Analysis Of Variance (análisis de la varianza)

BBVA = Banco Bilbao Vizcaya Argentaria

BF = Bíceps Femoral

C = Cuádriceps

CMJ = Counter Movement Jump (salto con contramovimiento)

CVIM = Contracción Voluntaria Isométrica Máxima

D = Dominante

EMG = Electromiografía de superficie

H = Hamstring (isquiotibiales)

I = Isquiotibiales

INEF = Instituto Nacional de Educación Física

LCA = Ligamento Cruzado Anterior

MVIC = Maximun Voluntary Isometric Contraction (contracción voluntaria isométrica máxima)

ND = No Dominante

Q = Quadriceps (cuádriceps)

RF = Recto Femoral

RMS = Root Mean Squared

SD = Desviación típica

ST = Semitendinoso

UPM = Universidad Politécnica de Madrid

VL = Vasto Lateral

VM = Vasto Medial

RESUMEN / ABSTRACT

Las lesiones musculares presentan un índice de incidencia muy elevado en el futbolista. Hasta hace pocos años la valoración del riesgo de lesión muscular se había realizado mediante los desequilibrios de fuerza entre isquiotibiales y cuádriceps utilizando máquinas isocinéticas. Recientemente han aparecido nuevas alternativas como la electromiografía de superficie (EMG) para la valoración de la activación neuromuscular y los posibles desequilibrios intermusculares. Sin embargo, hasta el momento no se han valorado la coactivación neuromuscular en futbolistas profesionales sin utilizar pruebas adyacentes de normalización. De la misma forma, no se ha analizado la actividad neuromuscular en futbolistas con riesgo de lesión antes de producirse la lesión muscular. Por ello, el principal objetivo de la presente Tesis doctoral ha sido cuantificar la coactivación neuromuscular de cuádriceps e isquiotibiales en futbolistas profesionales durante varios ejercicios funcionales utilizados comúnmente en programas de prevención y rehabilitación de lesiones. Para ello se establecieron unos objetivos secundarios que se muestran a continuación. 1) Analizar las posibles diferencias bilaterales de activación neuromuscular entre miembro inferior dominante y no dominante en futbolistas profesionales. 2) Analizar las posibles diferencias de activación neuromuscular entre futbolistas profesionales de diferente nivel de rendimiento y personas físicamente activas. 3) Valorar la coactivación intramuscular e intermusculares en cuádriceps e isquiotibiales en futbolistas profesionales sin utilizar pruebas adyacentes. 4) Analizar las posibles diferencias bilaterales de activación neuromuscular entre el miembro inferior con y sin lesión a posterior en isquiotibiales. 5) Analizar las posibles diferencias de activación neuromuscular entre futbolistas con y sin lesión a posterior en isquiotibiales.

Para la consecución de estos objetivos, la Tesis Doctoral se ha dividido en dos estudios. En el primer estudio se analizaron a tres equipos profesionales de fútbol compuestos por 17 jugadores cada uno de ellos y un grupo de 17 estudiantes físicamente activos. Todos ellos realizaron tres ejercicios funcionales de fuerza mientras se registraba la EMG de cuádriceps e

isquiotibiales. Se midió la coactivación intramuscular (%RMS) e intermuscular (ratio EMG I:C) y se observó un patrón intramuscular tanto en cuádriceps (VM > VL > RF) como en isquiotibiales (ST > BF) con diferencias significativas entre los distintos músculos ($p < .01$). También se halló un ratio EMG I:C de 0.17 (± 0.18) en el lunge, 0.20 (± 0.10) en el squat unipodal y 0.17 (± 0.10) en el squat bipodal. El valor promedio de los tres ejercicios fue de 0.18 (± 0.09). No se encontraron diferencias significativas entre miembros inferiores en futbolistas profesionales de diferentes niveles de rendimiento y sí en personas físicamente activas ($p < .01$). Estos patrones neuromusculares y ratios I:C podrían ser utilizados para la valoración del riesgo de lesión muscular en futbolistas profesionales sin utilizar CVIM.

En el segundo estudio se analizaron a 2 equipos profesionales de fútbol compuestos por 17 jugadores cada uno de ellos. Todos ellos realizaron tres ejercicios funcionales de fuerza mientras se registraba la EMG de cuádriceps e isquiotibiales. Se midió la coactivación intramuscular (%RMS) e intermuscular I:C (RMS). Cuando pasaron siete meses de la prueba se dividió a los futbolista en dos grupos, en función de si habían tenido lesión muscular en isquiotibiales en esos meses o no. Tanto el patrón intramuscular de isquiotibiales como el ratio I:C fueron analizados y comparados entre los dos grupos. Los resultados mostraron un patrón intramuscular y un ratio I:C similar en el miembro inferior que se lesionó a posterior y el que no. Sin embargo, cuando se compararon los futbolistas con lesión a posterior y los que no, se encontró un patrón intramuscular diferente entre ellos, con diferencias significativas en el ejercicio de squat unipodal ($p < .01$), y con tendencia en los otros dos ejercicios. Estos resultados sugieren que aquellos futbolistas que se lesionaron tenían alteraciones en su patrón neuromuscular solamente a nivel intramuscular y no en relación a su musculatura antagonista.

En este sentido, esta Tesis Doctoral tiene importantes aplicaciones para profesionales del ámbito del entrenamiento en fútbol, sirviendo como metodología de valoración del riesgo de lesión muscular a través del análisis de los patrones de coactivación.

Muscle injuries have a very high incidence rate in the player. Until a few years ago, the assessment of the risk of muscle injury had been made by force imbalances between hamstrings and quadriceps using isokinetic machines. Recently new alternatives have appeared, such as surface electromyography (EMG) for the assessment of neuromuscular activation and possible intermuscular imbalances. However, up to now, neuromuscular coactivation has not been evaluated in professional soccer players without using adjacent normalization tests. In the same way, neuromuscular activity has not been analyzed in players with risk of injury before the muscle injury occurs. Therefore, the main objective of this Doctoral Thesis has been to quantify the co-activation of the quadriceps and hamstring neuromuscular muscles in professional footballers during various functional exercises commonly used in injury prevention and rehabilitation programs. To this end, secondary objectives were established, which are shown below. 1) Analyze the possible bilateral differences of neuromuscular activation between dominant and non-dominant lower limb in professional soccer players. 2) Analyze the possible neuromuscular activation differences between professional soccer players of different performance levels and physically active people. 3) Assess intramuscular and intermuscular coactivation in the quadriceps and hamstrings in professional soccer players without using adjacent tests. 4) Analyze the possible bilateral differences of neuromuscular activation between the lower limb with and without posterior hamstring injury. 5) Analyze the possible differences of neuromuscular activation between soccer players with and without posterior injury in hamstrings.

To achieve these objectives, the Doctoral Thesis has been divided into two studies. In the first study, three professional soccer teams composed of 17 players each and a group of 17 physically active students were analyzed. All of them performed three functional strength exercises while the quadriceps and hamstrings EMG was recorded. Intramuscular (% RMS) and intermuscular (EMG I: C) coactivation was measured and an intramuscular pattern was

observed in both quadriceps (VM> VL> RF) and hamstring (ST> BF) with significant differences between the different muscles ($p < .01$). We also found an EMG I: C ratio of 0.17 (± 0.18) in the lunge, 0.20 (± 0.10) in the unipodal squat and 0.17 (± 0.10) in the bipodal squat. The average value of the three exercises was 0.18 (± 0.09). No significant differences were found between lower limbs in professional soccer players of different levels of performance and yes in physically active people ($p < .01$). These neuromuscular patterns and I: C ratios could be used to assess the risk of muscle injury in professional footballers without using CVIM.

In the second study, 2 professional soccer teams composed of 17 players each were analyzed. All of them performed three functional strength exercises while the quadriceps and hamstrings EMG was recorded. Intramuscular (% RMS) and intermuscular I: C (RMS) coactivation was measured. When they passed seven months of the test, the players were divided into two groups, depending on whether they had had a hamstring muscle injury in those months or not. Both the intramuscular hamstring pattern and the I: C ratio were analyzed and compared between the two groups. The results showed an intramuscular pattern and a similar I: C ratio in the lower limb that was injured afterwards and the one that did not. However, when the players with a posterior injury were compared and those who did not, a different intramuscular pattern was found between them, with significant differences in the unipodal squat exercise ($p < .01$), and with tendency in the other two exercises. . These results suggest that those players who were injured had alterations in their neuromuscular pattern only at the intramuscular level and not in relation to their antagonistic musculature.

In this sense, this Doctoral Thesis has important applications for professionals in the field of training in football, serving as a method of assessing the risk of muscle injury through the analysis of coactivation patterns.

I

INTRODUCCIÓN

1.1. Cuádriceps e isquiotibiales. Anatomía.

Toda investigación o proyecto se inicia con un conjunto de consideraciones acerca de aquella parte que se desea estudiar (Sautu, Boniolo, Dalle y Elbert, 2005). El muslo es la región de la extremidad inferior ubicada aproximadamente entre las articulaciones de la cadera y de la rodilla, donde se encuentran los músculos cuádriceps e isquiotibiales (“isquiosurales”) (Drake, Vogl y Mitchell, 2015).

El cuádriceps es un grupo muscular formado por cuatro músculos situados en la zona anterior del muslo: recto femoral (“recto anterior”), vasto medial, vasto lateral y crural (“vasto intermedio”). Todos ellos están inervados por el nervio femoral, con contribuciones sobre todo de los segmentos espinales L3 y L4. Su función principal es extender la articulación de la rodilla. También ayuda en la flexión de la cadera mediante el recto femoral y en la estabilización de la rótula a través de los vastos (Drake, Vogl y Mitchell, 2015).

Figura 1. Músculos que conforman el cuádriceps. Disponible en www.anatomiatopografica.com.

Tabla 1. Músculos del cuádriceps. Origen, inserción, inervación y función

Músculo	Origen	Inserción	Inervación	Función
Recto femoral	Espina ilíaca antero inferior	Tuberosidad tibial (tendón del cuádriceps femoral-ligamento rotuliano)	Nervio femoral (L2, L3, L4)	Articulación de la cadera: flexión Articulación de la rodilla: extensión
Vasto medial	Fémur: línea áspera (labio medial), línea intertrocantérica (parte distal)	Cóndilos medial (retináculo rotuliano medial)	Nervio femoral (L2, L3, L4)	Articulación de la rodilla: extensión
Vasto lateral	Fémur: línea áspera (labio lateral), trocánter mayor (cara lateral)	Cóndilos lateral (retináculo rotuliano longitudinal)	Nervio femoral (L2, L3, L4)	Articulación de la rodilla: extensión
Crural	Fémur: surco femoral (lado anterior)	Tuberosidad tibial (tendón del cuádriceps femoral-ligamento rotuliano)	Nervio femoral (L2, L3, L4)	Articulación de la rodilla: extensión (evita el atrapamiento de la cápsula)

(Gilroy et al., 2008)

Los isquiotibiales son un grupo muscular formado por tres músculos situados en la zona posterior del muslo: semitendinoso, semimembranoso y bíceps femoral. Inervados por el nervio ciático, todos ellos cruzan las articulaciones de la cadera y de la rodilla, a excepción de la cabeza corta del bíceps femoral que sólo actúa en la última. Como grupo, los isquiotibiales tienen la función de flexionar la articulación de la rodilla y extender la articulación de la cadera. También son rotadores de ambas articulaciones.

Figura 2. Músculos que conforman los isquiotibiales. Disponible en www.anatomiatopografica.com.

Tabla 2. Músculos de los isquiotibiales. Origen, inserción, inervación y función

Músculo	Origen	Inserción	Inervación	Función
Bíceps femoral	Cabeza larga: tuberosidad isquiática, ligamento sacrotuberoso; cabeza corta: labio lateral de la línea áspera en el tercio medio del fémur	Cabeza del peroné y tuberosidad lateral de la tibia	Nervio ciático (L5, S1, S2, S3)	Articulación de la cadera (cabeza larga): extiende la cadera, estabiliza la pelvis en el plano sagital. Articulación de la rodilla: flexión y rotación externa
Semiten-dinoso	Tuberosidad isquiática y ligamento sacrotuberoso	Medial a la tuberosidad tibial en la pata de ganso	Nervio ciático (L5, S1, S2, S3)	Articulación de la cadera: extiende la cadera, estabiliza la pelvis en el plano sagital. Articulación de la rodilla: flexión y rotación interna.
Semimem-branoso	Tuberosidad isquiática	Cóndilo tibial medial, ligamento poplíteo oblicuo, fascia poplíteica.	Nervio ciático (L5, S1, S2, S3)	Articulación de la cadera: extiende la cadera, estabiliza la pelvis en el plano sagital. Articulación de la rodilla: flexión y rotación interna.

(Gilroy et al., 2008; Latarjet y Ruiz, 1990)

1.2. Actividad eléctrica del músculo esquelético.

El músculo esquelético está formado por unidades contráctiles denominadas fibras musculares. Estas fibras musculares se agrupan en fascículos y están cubiertas por una delicada membrana de tejido conjuntivo denominado endomisio. Los fascículos a su vez están envueltos por un tejido conjuntivo fuerte llamado perimisio, y todo el músculo está cubierto por una lámina más gruesa denominada epimisio. Por último, estas envolturas se continúan con estructuras fibrosas para unir el músculo a los huesos o a otras estructuras, bien en forma de tendón o bien en forma de aponeurosis. Según el tipo de miosina presente en la fibra muscular, estas se dividen en fibras tipo I o de contracción lenta, y en fibras tipo II o de contracción rápida. Estas últimas a su vez se dividen en fibras tipo IIA y IIB.

Si las fibras musculares son estimuladas se contraen desarrollando contracciones musculares. Para que esto se produzca se le debe aplicar un estímulo eléctrico u onda de despolarización (potencial de acción motora). Posteriormente, en la relajación de la fibra muscular se necesita de un segundo estímulo u onda de repolarización. La suma de estos dos potenciales de acción de la misma unidad motora se llama *potencial de acción de la unidad motora (MUAPs)*. Dependiendo del tipo de fibra que es estimulada, las unidades motoras se dividen en unidades motoras tipo I o de contracción lenta, con una baja velocidad de conducción, un bajo umbral de excitación y una producción de tensión muy baja; y unidades motoras tipo II o de contracción rápida, divididas a su vez en tipo IIB y IIA. Las primeras (IIB) tienen una velocidad alta de conducción, un elevado umbral de excitación y están compuestas solamente por fibras IIB; mientras que las segundas combinan propiedades de las unidades motoras tipo I y IIB.

En resumen, cuando se produce una conexión o sinapsis entre una motoneurona somática y una fibra muscular se produce una transformación de un impulso eléctrico en un impulso químico, que se transforma a su vez en un impulso mecánico desencadenando la contracción en las fibras musculares. Para realizar una contracción muscular mantenida se requiere la repetición continuada de este proceso, dando lugar a una secuencia de MUAPs llamado *tren de potenciales de acción de la unidad motora* (MUAPT). Estos impulsos eléctricos son registrados y cuantificados a través de la EMG (Gal, López, Martín y Prieto, 2001) como la suma de todos los MUAPs (Gianikellis, Maynar y Arribas, 1997).

Figura 3. Síntesis y liberación de la acetilcolina. (López y Fenández, 2006)

1.3. Electromiografía de Superficie.

La EMG permite recoger la señal eléctrica de un músculo en un cuerpo en movimiento (De Luca, 1997). Está basada en el registro de las variaciones en el potencial eléctrico generado por un músculo cuando éste se activa a causa de una secuencia de impulsos eléctricos originados en los centros de control del sistema nervioso central, y transmitidos por las vías eferentes de las motoneuronas hasta las placa motoras terminales de las unidades motoras (Enoka, 1988). Su uso, desde que Francesco Redi comenzara en 1666 a detectar la actividad eléctrica de los músculos, se ha relacionado a las acciones que implican movimiento y a las acciones estáticas que requieren un esfuerzo muscular de carácter postural. La finalidad principal de este tipo de medida es conocer la actividad de uno o varios músculos en una acción concreta. Ello incluye:

- Determinar en cada instante si el músculo está activo o inactivo.
- Saber el grado de actividad muscular durante los períodos en que se halla activo, el cual refleja el nivel de esfuerzo muscular. No debe confundirse con el nivel de fuerza muscular, ya que la señal eléctrica detectada es en función de la concentración iónica existente en el músculo.
- Conocer qué tipo de relación o interacción mantiene con el resto de músculos implicados en la acción que se va a estudiar. Esta relación se conoce con el concepto de coordinación intermuscular e intramuscular que veremos más adelante, al igual que el fenómeno de coactivación, entendido como la existencia simultánea de actividad en músculos agonistas y antagonistas (S. Donaldson, M. Donaldson y Snelling, 2003).

La EMG puede ser útil en la valoración inicial (prevención) y durante un proceso de recuperación de una lesión. El grado de activación muscular, la comparación bilateral y la observación de la coordinación inter e intramuscular o de la relación agonista-antagonista son

fenómenos que se pueden ver alterados en situaciones patológicas y de los que se busca restaurar la normalidad (Chendeb, Khalil y Duchêne, 2004). Según un estudio de Cowan, Hodges, Bennell y Crossley (2002) se observaron alteraciones en el patrón de activación del vasto medial y vasto lateral del cuádriceps en pacientes con síndrome femoropatelar. En el caso de la lumbalgia se han observado alteraciones significativas en los registros electromiográficos que posibilitan una mayor comprensión de la afectación, ayudando a su diagnóstico, tratamiento y prevención (Reger et al., 2006). En algunos estudios se han observado un mayor grado de activación de la musculatura lumbar en personas afectadas de lumbalgia en comparación al grupo control (Geisser et al., 2005).

Como veremos más adelante en los dos estudios de la presente Tesis Doctoral, es importante una buena preparación del paciente y la aplicación de una buena técnica a la hora de utilizar la EMG en la valoración del deportista o paciente (Hermens et al., 1999), así como vigilar posibles errores en la interpretación de los registros (Soderberg y Knutson, 2000). Según Massó et al. (2010) la EMG implica tres fases:

Fase previa:

- *Preparación del individuo e información previa.* Es importante ofrecer al sujeto toda la información acerca del procedimiento que seguiremos en el registro y algunos aspectos del estudio, como los objetivos, la utilidad y las posibles aplicaciones del mismo, terminando con su consentimiento informado firmado. En esta parte también es interesante recoger información del sujeto como lesiones anteriores, edad, peso, talla, etc.
- *Preparación de la piel.* Hay que reducir la impedancia de la piel para aumentar la calidad de la señal. Por ello es conveniente el afeitado y frotado de la piel con un gel para dejarla lo más limpia posible.

- *Colocación de los electrodos.* A la hora de realizar este paso es importante tener en cuenta los siguientes aspectos:
 - Colocar los electrodos correctamente en el vientre muscular y en la dirección de las fibras musculares (Piitulainen, Rantalainen, Linnamo, Komi y Avela 2009). Para ello hay guías publicadas en las cuales basarse para asegurar una correcta metodología. (Hermens et al., 1999).
 - Mantener siempre la misma localización en los diferentes individuos y diferentes registros.
 - Evitarse el fenómeno denominado *cross-talk* que consiste en la contaminación de la señal procedente del músculo estudiado por la de otros músculos cercanos (Watanabe y Akima, 2009).

Fase de registro:

- *Obtención de la contracción voluntaria isométrica máxima (CVIM):* según la bibliografía hasta el momento, es necesaria para la normalización de los trazados obtenidos respecto a la actividad máxima de aquel músculo y en aquel individuo. Más adelante veremos en los estudios la utilización de una nueva metodología que no utiliza la CVIM.
- *Registro.* Fase de la adquisición de la señal electromiográfica correspondiente a la acción o gesto a estudiar. Es importante en la comparación de los registros de los sujetos o del mismo sujeto en un misma acción o gesto, que este sea lo más parecido posible de un registro a otro.

Fase de procesado:

- *Procesado de la señal.* Esta fase dependerá del tipo de análisis que nos interese realizar con la señal bruta o *raw signal*. Algunos autores sugieren que la amplitud EMG está relacionada directamente con el nivel de activación muscular, cuyo valor

depende del número de unidades motoras activas y de sus umbrales de activación (De Luca, 1997; Farina, Merletti y Enoka, 2004). De esta forma, en varios estudios se ha utilizado la amplitud de la señal de electromiografía para la valoración de los músculos después de un entrenamiento de fuerza (A. Carvalho, Caserotti, C. Carvalho, Abade y Sampaio, 2014; Liossis, Forsyth, Liossis y Tsolakis, 2013;). El proceso que siguen para determinar el valor de la amplitud de la señal es el siguiente:

- *Filtrado de la señal.* Eliminación de frecuencias fuera del espectro habitual que suelen corresponder a artefactos o a cualquier tipo de contaminación del registro.
- *Rectificación de la señal.* Convertir todos los voltajes negativos en positivos obteniendo el valor absoluto de la amplitud de la señal.
- *Aplicación de un algoritmo de suavizado.* Uno de los más utilizados es *Root Mean Square*, fórmula que representa la potencia de la señal.

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{V_1^2 + V_2^2 + V_3^2 \dots}{n}}$$

- *Normalización respecto a la CVIM.* División de los valores numéricos de amplitud resultantes del algoritmo de suavizados por el valor de CVIM obteniendo valores de porcentaje relativos a este último. Este último apartado será diferente en los dos estudios del presente trabajo.

En cuanto a las ventajas que ofrece la EMG podemos destacar que permite un registro global del músculo, no es invasiva y además no presenta limitaciones en cuanto a la superficie estudiada ni al tiempo de registro. Sin embargo, hay que tener en cuenta que solo posibilita el estudio de la musculatura superficial, que precisa una correcta preparación de la piel y que se obtienen trazados con un espectro de frecuencias más bajos.

1.4. La biomecánica del futbolista en la carrera de alta intensidad.

En el fútbol, las acciones decisivas del juego implican la realización de gestos explosivos, como son los golpes de balón o las carreras a alta intensidad, realizando cambios de ritmo (aceleraciones y desaceleraciones) y de dirección. Varios autores han estudiado las elongaciones y las fuerzas internas de los músculos cuádriceps e isquiotibiales durante un sprint mediante la metodología del análisis dinámico inverso (Chumanov, Heiderscheit y Thelen, 2011; Schache, Dorn, Blanch, Brown y Pandy, 2012). Estos músculos tienen la capacidad de generar grandes niveles de fuerza (Carrett, Califf y Bassett, 1984), lo que tiene una gran repercusión en este tipo de situaciones deportivas (De Hoyo et al., 2013). Durante la carrera a alta intensidad, el deportista sigue un patrón general de movimientos en el que pueden distinguirse dos fases en relación al ciclo de zancada (desde el inicio del apoyo del pie hasta la llegada del otro pie al suelo) (Nicola y Jewison, 2012):

Fase de apoyo monopodal (20%), en la que el futbolista contacta con el suelo con un solo pie para tomar apoyo e impulsarse hacia delante. Está formada por tres partes:

- a. *Amortiguación*. Es la toma de contacto del pie en el suelo. La musculatura de los miembros inferiores tiene que amortiguar la caída del peso sobre el apoyo. El cuádriceps realiza una contracción excéntrica evitando la flexión de la rodilla tras el impacto del pie con el suelo, mientras que los isquiotibiales comienzan a realizar una contracción concéntrica en la extensión de la cadera.
- b. *Tracción*. Es el movimiento con el que pasamos de la amortiguación de la caída a la impulsión del siguiente paso o zancada, trasladando el peso del cuerpo de atrás hacia delante del apoyo. En esta fase los isquiotibiales siguen interviniendo en la extensión de la cadera, mientras que los cuádriceps están convirtiendo la energía elástica del componente elástico serial (tendón y la parte S2 de la miosina) de la contracción

excéntrica en forma de trabajo mecánico, potenciando así la sucesiva fase concéntrica para realizar el impulso (Nicola, Marcel y Filare, 2000).

- c. *Impulsión*. Nuestro centro de gravedad supera la vertical del apoyo. Esta fase dura hasta que el pie pierde contacto con el suelo. El cuádriceps ayuda a impulsar el pie del suelo transfiriendo la energía de proximal a distal, y los isquiotibiales continúan extendiendo la cadera además de actuar como antagonistas en la estabilización de la rodilla (Drake, Vogl y Mitchell, 2015).

Fase de vuelo (80%), durante la cual el cuerpo se desplaza hacia delante mientras se mantienen ambos pies sin contacto con el suelo. En la primera parte el cuádriceps ayuda en la elevación del muslo y a continuación en la extensión de la rodilla. Por otro lado, los isquiotibiales se alargan de forma pasiva durante la primera mitad del balanceo, realizando al final de la misma una contracción excéntrica para disminuir la velocidad angular de la pierna en la extensión de la rodilla (Koulouris y Connell, 2005), y de la traslación de la tibia hacia delante en conjunto con el ligamento cruzado anterior (LCA). Son, por tanto, importantes estabilizadores de la tracción tibial anterior (Drake, Vogl y Mitchell, 2015). Seguidamente, realizan una contracción concéntrica en la flexión de la rodilla para buscar el contacto del pie con el suelo, mientras que en la cadera actúan de forma excéntrica para frenar la flexión de la misma y comenzar su extensión. Estudios recientes indican que no se produce contracción excéntrica en la musculatura isquiotibial en esta fase de la carrera, sino isométrica, debido a que el componente contráctil del músculo no se alarga, sino que solamente lo hace el elemento elástico en serie (Hooren y Bosch, 2016). Al final de la fase de oscilación las fuerzas externas que actúan sobre la unidad músculo-tendinosa de los isquiotibiales son muy altas, alcanzándose en ese momento la máxima tensión en esta musculatura (Chumanov, Wille, Michalski y Heiderscheit, 2012).

Figura 4. Fases de la carrera. Disponible en www.Smartmovementsports.com.

Un estudio reciente analizó la relación entre la activación de los músculos isquiotibiales al final de la fase de oscilación y la capacidad de producir fuerza de reacción horizontal (Morin et al., 2015). Sus resultados indicaron que los sujetos que tenían mayor activación de la musculatura isquiotibial justo antes del contacto con el suelo, presentando de esta forma un gran pico de fuerza excéntrica, eran capaces de producir mayores niveles de fuerza horizontal. Sundby y Gorelick (2014) indicaron en su estudio que los atletas profesionales tenían un ratio de coactivación I:C mayor que los no entrenados, lo que estaba directamente relacionado con una economía de carrera más eficiente, independientemente de su condición física. Además, llegaron a la conclusión de que era más importante tener una buena relación de coactivación I:C que unos grandes niveles de fuerza de los isquiotibiales de manera independiente.

En otro estudio reciente se analizó por separado el bíceps femoral y el semitendinoso tanto en la fase de apoyo como en el final de la fase de vuelo durante la carrera (Whiteley, Einarsson, Thomson y Hansen, 2017). Los resultados indicaron que el nivel de activación del semitendinoso en la fase de apoyo se reducía hasta un 20% en relación a la fase de vuelo, mientras que el nivel de activación del bíceps femoral se mantenía en ambas fases de la carrera. Higashihara, Nagano y Fukubayashi (2016) también analizaron estos dos músculos al final de la fase de vuelo midiendo el pico máximo de activación (EMG) y la longitud de los músculos. Encontraron que en el bíceps femoral este pico máximo de activación y la máxima

longitud del músculo coincidían en esta fase de la carrera, mientras que en el caso del semitendinoso el pico máximo de activación se encontraba antes de la máxima longitud de dicho músculo. En ambos estudios se relacionó el alto nivel de tensión al que estaba expuesto el bíceps femoral durante la fase final de vuelo con su mayor índice de lesión. Otra de las conclusiones que llegaron con el primero de estos dos estudios fue que el incremento de velocidad de la carrera tenía mayor incidencia en el nivel de activación de ambos músculos que el aumento de peso del sujeto. Camic et al. (2015) analizaron como era este incremento de activación muscular de ambos grupos musculares y encontraron que no se trataba de un incremento proporcional. A medida que la velocidad de carrera iba en aumento, el ratio de coactivación I:C se incrementaba, lo que expresaba una mayor activación de la musculatura isquiotibial en relación a la del cuádriceps, como se puede observar en la siguiente gráfica tomada de dicho estudio.

Gráfico 1. Activación del cuádriceps y de los isquiotibiales en la carrera a diferentes velocidades. (Camic, Kovacs, Enquist, McLain, y Hill 2015).

1.5. Definición de lesión muscular y clasificación.

En el fútbol no existía una definición de lesión generalmente aceptada por todos para los estudios de carácter epidemiológico (Llana, Pérez y Lledó, 2010). Entre los criterios más comunes para la definición de lesión se utilizan la ausencia del entrenamiento o del juego (Chomiak, Junge, Peterson y Dvorak, 2000), seguido por la necesidad de tratamiento médico (Dvorak y Junge, 2000; Ekstrand, Timpka y Häggglund, 2006; Ekstrand, Waldén y Häggglund, 2004) y por el grado de daño sufrido en los tejidos anatómicos y el tiempo que requiere el deportista para volver a la práctica deportiva, pudiendo oscilar éste para ser considerado lesión, desde un día (The National Athletic Injury Registration System [NAIRS] citado en Dvorak y Junge, 2000; Ekstrand et al., 2004; Ekstrand et al., 2006) hasta una semana (Junge y Dvorak, 2000). Ante esta falta de acuerdo, la FIFA ha definido la lesión como "cualquier dolencia física que padece un futbolista y que se ha producido por un partido de fútbol o en un entrenamiento, con independencia de que necesite atención médica y del tiempo que tarde en volver a jugar". (Theron, chwellnus, Derman y Dvorak, 2013).

Uno de los tipos de lesión que se producen en el fútbol es la lesión muscular, o anomalía dolorosa producida a nivel muscular causadas generalmente por un exceso de esfuerzo o por un traumatismo externo, resultante de la práctica del fútbol y que conducen a que un futbolista no pueda participar plenamente en un entrenamiento o partido (Ueblacker, Müller-Wohlfahrt y Ekstrand, 2015). Según la gravedad de la lesión, diferentes autores han clasificado las lesiones a lo largo de los años en función de los días de baja o duración de la lesión. En la siguiente tabla se puede observar un resumen de varios estudios (Tabla 3).

Tabla 3. Clasificación de las lesiones en función de su gravedad.

Autor	Año	Clasificación	Período de duración/días
Inklaar,	1994	Leves	1-7
Andersen et al.,	2003, 2004	Moderadas	8-21
Tegnander,	2007	Graves	>21
Steffesen et al.	2007		
Lilley	2002	Leves	1-6
		Moderadas	7-21
		Graves	>21
Morgan et al.,	2001	Leves	1-7
Jacobson	2007	Moderadas	8-29
		Graves	>29
Junge et al.	2000	Suaves	7-14
		Moderadas	15-28
		Severas	>29
Ekstrand et al.,	2006	Ligeras	1-3
Price et al.	2004	Leves	4-7
		Moderadas	8-28
		Severas	>28
Paús et al.	2006	Leves	1-7
		Moderadas	8-21
		Graves	22-56
		Severas	>56
Twizere,	2004	Leves	2-3
Waldén	2005	Moderadas	4-7
		Graves	8-28
		Severas	>28

El tiempo perdido de práctica deportiva por parte del deportista es un indicador efectivo de la importancia que ha revestido la lesión, pero tiene el inconveniente de que tiene un cierto componente subjetivo, pues depende de qué persona (médico, fisioterapeuta, entrenador, deportista, etc.) toma la decisión de que el deportista se reincorpore a los entrenamientos normales. Además, la presión mediática hace que no siempre los deportistas cumplen los períodos de recuperación que serían adecuados para la gravedad de la lesión que sufren (Adamczyk y Luboiński, 2002). Tras clasificar la lesiones de diferentes formas durante años,

en 2012 se publicó una nueva clasificación en consenso en la cual se diferencia entre lesiones musculares indirectas (intrínsecas) y directas (extrínsecas), y entre lesiones funcionales (no estructurales) y lesiones estructurales (Mueller-Wohlfahrt et al., 2013).

Las lesiones directas, es decir, las laceraciones o contusiones, son causadas por fuerzas externas, por ejemplo, por contusión con el oponente o con un objeto. Estas lesiones pueden llevar a sangrado, causando dolor y pérdida del movimiento, pero las fibras musculares generalmente no se desgarran de la tracción longitudinal. La gravedad de la lesión depende de la fuerza de contacto y del estado de contracción del músculo afectado en el momento de lesiones entre otros factores. Los jugadores con contusiones pueden a menudo seguir jugando durante algún tiempo, mientras que las lesiones estructurales indirectas a menudo llevan al jugador a detenerse inmediatamente. (Ueblacker, Haensel y Mueller-Wohlfahrt, 2016). Este tipo de lesiones se clasifican según su gravedad en leves (grado I), moderadas (grado II) o graves (grado III) (Servicios Médicos del FútbolClub Barcelona, 2009).

Por otro lado, las lesiones indirectas se desglosan en cuatro tipos de menor a mayor gravedad, siendo los dos primeros funcionales (no estructurales) y los dos últimos estructurales. Las lesiones funcionales son aquellas que causan hinchazón, edema y dolor muscular. Los jugadores no pueden seguir compitiendo debido a las limitaciones funcionales aunque no se produzca desgarro de las fibras. Por otro lado, las lesiones estructurales suelen ser producidas por un alargamiento forzado repentino, normalmente en una contracción excéntrica en la que el músculo no produce la tensión necesaria (fuerza interna) para impedir el exceso de alargamiento. De esta forma el músculo sobrepasa los límites viscoelásticos y se produce el desgarro muscular. A continuación se ofrece una visión general de las definiciones utilizadas por diferentes autores de las lesiones indirectas atendiendo a los cuatro tipos (Tabla 4).

Tabla 4. Definiciones de las lesiones indirectas según varios autores.

Autor	Nomenclatura	Estadios	Características
Servicios Médicos FC Barcelona (2009)	Contractura y/o DOMS (“agujetas”)	Grado 0	Alteración funcional, elevación de proteínas y enzimas. Aunque hay desestructuración 1-3 días leve del parénquima muscular se considera más un mecanismo de adaptación que una lesión verdadera .
	Microrrotura fibrilar	Grado I	Alteraciones de pocas fibras y poca lesión del tejido conectivo.
	Rotura fibrilar	Grado II	Afectaciones de más fibras y más lesiones del tejido conectivo, con la aparición 3 a 8 semanas de un hematoma.
	Rotura muscular	Grado III	Rotura importante o desinserción completa. La funcionalidad de las fibras indemnes 8 a 12 semanas es del todo insuficiente.
O'Donoghue 1962		Grado I	No hay rotura apreciable del tejido ni pérdida de la función o fuerza, solamente una respuesta inflamatoria de bajo grado
		Grado II	Se produce daño en el tejido, la resistencia de la unidad musculotendinosa se ve reducida y alguna función es limitada.
		Grado III	Rotura completa de la unidad musculotendinosa, y pérdida completa de las funciones.
		Grado IV	-
Ryan 1969 (inicialmente para los cuádriceps)		Grado I	Rotura de unas pocas fibras musculares, la fascia permanece intacta.
		Grado II	Rotura de un número moderado de fibras, la fascia permanece intacta.
		Grado III	Rotura de muchas fibras con desgarró parcial de la fascia.
		Grado IV	Rotura completa del músculo y la fascia de la unidad músculo-tendón.
Takebayashi 1995, Peetrons 2002 (Basado en ultrasonidos)		Grado I	No hay anomalías o sangrado difuso con / sin rotura de fibras. Menos del 5% del músculo involucrado.
		Grado II	Rotura parcial: rotura de la fibra focal. Más del 5% del músculo involucrado con / sin lesión fascial.
		Grado III	Rotura muscular completa con retracción y lesión fascial.
		Grado IV	-
Stoller 2007 (Basado en MRI – Resonancia magnética)		Grado I	MRI-negativo = 0% de daño estructural. Edema hipertenso con o sin hemorragia
		Grado II	MRI-positivo con desgarró de hasta el 50% de la Fibras musculares. Posible defecto focal hipertenso y retracción parcial de las fibras musculares.
		Grado III	Ruptura muscular = 100% de daño estructural. Desgarró completo con o sin retracción muscular.
		Grado IV	-
Mueller-Wohlfahrt, H et al, 2013		Tipo 1	Trastornos musculares relacionados con el sobre esfuerzo
		Tipo 2	Trastorno del músculo neuromuscular
		Tipo 3	Rotura muscular parcial
		Tipo 4	Rotura muscular total

Con el fin de poder clasificar mejor las lesiones musculares, los Servicios Médicos del FC Barcelona (2009) proponen seguir las pautas siguientes para etiquetar cada una de las lesiones musculares. En primer lugar daremos el *nombre* del tipo de lesión muscular según criterios clínico-anatomopatológicos. Después el *primer apellido*, que expresa la localización exacta donde se asienta la lesión y, concretamente, si tiene o no relación con el componente conectivo. Y finalmente, el *segundo apellido*, que detalla el grupo muscular afectado en concreto.

- Nombre: *Rotura muscular grado II*
- Primer apellido: *de la unión musculo-tendinosa proximal*
- Segundo apellido: *del bíceps femoral*

1.6. La lesión muscular en el futbolista. Epidemiología.

El deporte más popular en el mundo es el fútbol con más de 265 millones de personas practicándolo (Arundale, Silvers, Logerstedt, Rojas y Snyder-Mackler, 2015; Junge y Dvorak, 2004). Según la encuesta de hábitos deportivos en España de 2016 el fútbol es la modalidad deportiva que cuenta con el mayor número de licencias federativas. Las altas exigencias de esta modalidad deportiva en el ámbito profesional, debido al elevado número de partidos y de entrenamientos, ponen en alto riesgo de lesión al jugador.

El grado de incidencia lesional en el fútbol se define como el número de lesiones que se producen durante un período concreto dividido por el total de jugadores expuestos a ese riesgo (Junge y Dvorak 2000; Van Mechelen, Hlobil y Kemper 1992). Éste puede ser estimado de forma bastante precisa teniendo en cuenta el tiempo de exposición de los jugadores de fútbol tanto en partidos como en entrenamientos. En concreto, la incidencia lesional se calcula dividiendo el número de lesiones producidas por el tiempo que todos los jugadores utilizan en entrenamientos y partidos (Inklaar, 1994; Junge y Dvorak, 2000; Van Mechelen et al., 1992). En la literatura, la mayoría de los estudios sobre la incidencia de lesiones en isquiotibiales en el fútbol se centran en jugadores profesionales masculinos durante una temporada (Junge y Dvorak, 2004). En una revisión realizada por Llana et al. (2010) los resultados obtenidos en cuanto al índice de lesiones es este grupo muscular oscilan de 2,3 a 7,6 cada 1000h de entrenamiento y de 12,7 a 68,7 cada 1000h de competición. En cuanto al promedio total las cifras obtenidas van de 1,1 a 9,4 cada 1000 h de exposición de los jugadores (Tabla 5).

Tabla 5. Promedio de lesiones en entrenamientos y competición

Estudio	Año	Nº Lesiones	Promedio lesiones total/1000h	Lesiones entren/1000h	Lesión partido/1000h
Arnason et al	1996	-	-	5,9	34,8
Hawkins et al	1999	578	8,5	3,4	25,9
Hawkins et al	1999	166	8,5	4,1	37,2
Junge et al	2000	5	-	2,3	12,7
Junge et al	2000	130	-	2,6	14,8
Morgan et al	2001	256	6,2	2,9	35,3
Lilley et al	2002	239	5,0-12,2	-	-
Adamczyk et al	2002	-	-	1,5-7,6	12-35
Andersen et al	2003	-	-	-	29
Andersen et al	2004	121	-	-	21,5
Andersen et al	2004	-	-	-	29,1
Ekstrand et al	2004	-	7,9	3,2	26,7
Ekstrand et al	2004	-	9,5	5,5	30,3
Stumbo	2005	334	4,28	3,71	25,1
Walden et al	2005	658	9,4	5,8	30,5
Walden et al	2005	-	1,1	4,9	24
Walden et al	2005	-	2	6	41,8
Paus et al	2006	3119	9,1	-	-
Ekstrand et al	2006	483	-	2,42	19,6
Ekstrand et al	2006	292	-	2,94	21,48
Jacobson et al	2007	237	4,6	2,7	13,9
Tegnander et al	2007	189	-	3,1	23,6
Dvorak et al	2007	145	-	-	68,7
Steffen et al	2007	119	-	1,2	8,7
Steffen et al	2007	286	-	1,2	8,3

Según Noya y Sillero (2015) en los equipos españoles profesionales de primera y segunda división se encontró en la temporada 2008/2009 un índice lesionar de 8,9 les/1000h, encontrándose dentro del rango obtenido por Llana et al. en 2010. Otros autores en estudios más recientes fijan este grado de incidencia entre 1 y 2 lesiones por cada 1000 horas de actividad (Häggglund, Waldén y Ekstrand, 2013; Hammes et al., 2015; Nilstad, Andersen, Bahr, Holme y Steffen, 2014; Van der Horst et al., 2015).

Según la liga o el país, Junge y Dvorak (2004) obtuvieron que el índice de lesiones es mayor en los jugadores de la liga profesional de EE.UU (Morgan y Oberlander, 2001) y la liga nacional de Islandia (Arnason, Gudmundsson y Dahl, 1996), mientras que las incidencias más bajas se encontraron en la liga holandesa (Inklaar, Bol y Schmikli, 1996) y de Dinamarca (Nielsen y Yde, 1989).

Según entrenamiento o partido, el índice lesional de los partidos es de 4 a 6 veces mayor que durante los entrenamientos (Junge y Dvorak 2004; Llana et al., 2010; Noya y Sillero, 2015).

Según el género, dos estudios que analizaron las lesiones durante torneos de fútbol reportaron una mayor incidencia en los hombres que en las mujeres (C. Cunningham y S. Cunningham, 1996; Junge y Dvorak 2004). Sin embargo, algunos tipos de lesiones como el ligamento cruzado anterior (LCA) son más frecuentes en futbolistas femeninas que en masculinos (Arendt y Dick, 1995; Harmon y Dick, 1998).

Según la edad, en los futbolistas jóvenes el número de lesiones parece aumentar con la edad (Schmidt-Olsen, Jorgensen y Kaalund, 1991). El grupo de edad de 17 a 18 años parece tener una incidencia similar o incluso más alto de lesiones que los adultos (Inklaar et al, 1996; Peterson, Junge y Chomiak, 2000). La misma observación se informó en un estudio de las lesiones durante 12 torneos internacionales de jugadores de diferentes categorías de edad y nivel de habilidad (Junge y Dvorak, 2004). Sin embargo, en otro estudio realizado a un equipo de fútbol sueco durante cinco temporadas (2017-2012) analizando a 178 jugadores y registrando 145 lesiones musculares, se observó que el grupo de jugadores mayores de 23 años tuvieron más lesiones (Svensson, Alricsson, Karneback, Magounakis y Werner, 2015).

Según el momento de la temporada, Noya y Sillero (2015) obtuvieron que el mes con mayor número de lesiones fue noviembre, siendo julio el que presentó menor número de lesiones.

Según la demarcación, los delanteros son los jugadores con mayor índices lesionar (IL = 11,7 les/1000h.), seguidos por los defensas centrales (IL= 8,1 les/1000h.), los defensas laterales (IL = 5,8 les/1000h.) y los interiores (IL = 5,6 les/1000h.). Los porteros son siempre los jugadores con menor IL (IL = 1,3 les/1000h.) (Noya y Sillero, 2015).

Según el momento del partido, el índice lesional es mayor en la segunda mitad (58,1% de todas las lesiones) frente a la primera (41,9%). Si a su vez lo dividimos en fracciones de 15 minutos encontramos que durante la primera mitad, según transcurrió el tiempo, la frecuencia de lesión aumentó. Sin embargo, en la segunda mitad estos resultados no fueron iguales, donde fue el segundo período (minuto 61-75) el que mostró mayor probabilidad de sufrir una lesión, produciéndose el 22,8% de todas las lesiones que ocurren en el partido. En el tercer período las lesiones disminuyeron hasta un 16,7% con valores inferiores al primer período de la segunda mitad (18,6% de las lesiones) (Gráfico 1) (Noya y Sillero, 2015).

Gráfico 2. Lesiones en competición por minutos.

Según el rol del equipo en cuanto a local o visitante, no hay prácticamente diferencias entre ellos. Noya y Sillero (2015) registraron el 50,9% de las lesiones como local y el 48,2% como visitante.

Según el marcador, se produce una mayor cantidad de lesiones cuando el resultado es empate (39,2%) sobre otras situaciones como cuando el equipo va ganando (35,6%) o perdiendo (25,2%) (Noya y Sillero, 2015). Esto podría deberse a que la intensidad en las distintas acciones del partido en momentos de empate es superior.

Según la zona de localización corporal, Noya y Sillero (2015) indicaron que la mayor frecuencia de lesión se centró en el muslo posterior (16,3% de todas las lesiones), seguido principalmente de las regiones cadera/aductor (14,5%), muslo anterior (14,2%), tobillo (13,3%), y rodilla (11,9%) de todas las lesiones respectivamente (Tabla 6).

Tabla 6. Frecuencia de lesión en función de la localización corporal

Localización	N	%
Pies/dedos	96	4,4
Tobillo	291	13,3
Pierna/Talón	213	9,8
Rodilla	259	11,9
Muslo posterior	356	16,3
Muslo anterior	311	14,2
Cadera/aductor	317	14,5
Mano/dedo/pulgar	16	0,7
Muñeca	1	0,0
Antebrazo	5	0,2
Codo	3	0,1
Brazo	1	0,0
Hombro/clavícula	26	1,2
Lumbar/sacro/pelvis	83	3,8
Abdomen	15	0,7
Esternón/costilla/dorsal	34	1,6
Cuello/cervical	11	0,5
Cabeza/cara	53	2,4
Total (Lesiones)	2091	95,8

Según el origen de la lesión, en un estudio realizado a 91 equipos ingleses profesionales durante dos temporadas, el 38 % de las lesiones se produjeron por contacto, el 37 % sin contacto y el 25 % correspondieron a otro tipo de lesiones (Hawkins, Hulse, Wilkinson, Hodson y Gibson, 2001).

Según la tipología de la lesión, los resultados del estudio de Noya y Sillero (2015) indican que las lesiones musculares fueron las que se produjeron con una mayor frecuencia (49,1%), incluyendo dentro de estas las sobrecargas, contracturas y roturas musculares (Tabla 7).

Tabla 7. Frecuencia de lesión en función de la tipología

Tipología	N	%
Sobrecarga muscular	516	23,6
Rotura muscular	354	16,2
Ligamentosa	329	15,1
Contractura muscular	204	9,3
Inflamación/edema	188	8,6
Contusión	141	6,5
Cartílago articular	119	5,4
Tendinitis	107	4,9
Fractura	36	1,6
Herida	32	1,5
Pubalgia	32	1,5
Meniscal	29	1,3
Subluxación/dislocación	20	0,9
Otra lesión ósea	19	0,9
Fascitis plantar	12	0,5
Fisura	13	0,6
Bursitis	11	0,5
SNP	9	0,4
Conmoción cerebral	8	0,4
Sin especificar	5	0,2
Total (lesiones)	2184	100,0

En un estudio llevado a cabo sobre 51 equipos europeos de fútbol entre 2001 y 2009, Ekstrand, Hägglund y Waldén (2011) obtuvieron que las lesiones musculares suponían el 31% de todas lesiones producidas, siendo la causa del 27% del tiempo total de ausencia de actividad por lesión (Torres et al., 2017).

De la misma manera, los resultados del estudio de Zahínos, González y Salinero (2010) indicaron que la frecuencia de aparición más elevada de lesiones fue de tipo muscular, llegando hasta el 80% del total. Estos datos concuerdan con otros estudios que además indican que tras las lesiones musculares le siguen en frecuencia de incidencia las lesiones articulares, los esguinces de tobillo y las lesiones de rodilla (Walden, Hägglund y Ekstrand, 2005; Wood, Hulse y Hodson, 2002). (Gráfico 3).

Gráfico 3. Tipología de lesiones más frecuentes en el fútbol

1.7. Lesión de isquiotibiales.

1.7.1. Frecuencia de aparición

Dentro de las lesiones musculares aquellas que se producen de forma indirecta son aproximadamente ocho veces más frecuentes (1,48 / 1000 h) en comparación con lesiones musculares directas (0,19 / 1000 h) ($P < 0,01$) (Ueblacker et al., 2015). Del mismo modo, los músculos de mayor incidencia son los isquiotibiales. Desde hace mucho tiempo se ha comprobado que esta lesión es una de las lesiones más comunes en los deportes que implican sprints como el atletismo, el fútbol y el rugby (Agre, Brooks, Fuller, Kemp y Reddin, 2006; Ekstrand y Gillquist, 1983; Garrett, Rich, Nikolaou y Vogler, 1989; Orchard y Seward, 2002; Stanton y Purdam, 1989; Woods et al., 2004).

En el estudio de Zahínos et al. (2010) el 66% de las lesiones musculares afectaron a los isquiotibiales. Estos datos coinciden con el estudio de Waldén et al. (2005) en el que se afirma que la mayor parte de las lesiones musculares se localizaron en la región del muslo (61%) o en la ingle (21%), principalmente en aquellas zonas relacionadas con la musculatura isquiotibial. Según Hawkins y Fuller (1999) en un estudio con cuatro equipos ingleses de fútbol se produjeron 27,7 lesiones por cada 1000 horas de competición en dichos músculos. Arnason et al. (2004) encontraron una incidencia de lesión similar (24,6 lesiones / 1000 horas de competición) en 306 jugadores de fútbol en Islandia. Walden et al. (2005) observaron 30,5 lesiones / 1.000 horas de competición en 266 jugadores de once equipos de la élite europea. Recientemente, Hagglund et al. (2013) informaron que el 42% de las lesiones que afectaron a los miembros inferiores de 26 equipos europeos entre 2001 y 2010 fueron las lesiones de isquiotibiales, y que fue más frecuente en el miembro inferior dominante (D). Según Woods et al. (2004) y Ekstrand et al. (2011) de todas las lesiones producidas en un equipo de fútbol, el 12% se producen en los músculos isquiotibiales y constituyen un promedio de cinco lesiones por temporada. Entre todos ellos el bíceps femoral es el de mayor incidencia

(Goldman y Jones, 2011; Heiderscheit et al., 2010), como también aseguró Mallo, González, Veiga y Navarro (2011) afirmando que se producen 1,0 lesiones en estos músculos por cada 1000 horas.

Algunos autores hacen referencia a la naturaleza biarticular de estos músculos para intentar explicar la mayor predisposición de los mismos a sufrir una lesión (Beltran, Ghazikhanian, Padron y Beltran, 2012). Dado que estos músculos, a excepción de la cabeza corta para el bíceps femoral, abarcan dos articulaciones, su contracción no puede localizarse en una sola articulación. Por lo tanto, una articulación tiene que ser estabilizada para actuar sobre la otra, lo que significa que los músculos isquiotibiales deben crear suficiente fuerza para absorber o contrarrestar estas fuerzas (Koulouris y Connell, 2005). Debido a los resultados de estos estudios y a esta realidad, las lesiones musculares y, en concreto la lesión en isquiotibiales, es un tema que preocupa hoy en día a los profesionales del mundo del fútbol, tanto a los entrenadores y preparadores físicos como al cuerpo médico. Por ello, en el presente estudio nos centraremos en esta lesión presentando un análisis detallado de la misma, desde los factores de riesgo, los posibles mecanismos de producción de la lesión, y la valoración del riesgo de lesión en el futbolista para ofrecer una herramienta que ayude a disminuir la incidencia lesional de este tipo en el fútbol.

1.7.2. Momento de la lesión

Aunque se han producido lesiones en isquiotibiales durante una variedad de gestos y situaciones atléticas como puede ser realizar un control de balón elevando el pie con la rodilla extendida (Askling, Tengvar, Saartok y Thorstensson, 2007; Askling, Tengvar y Saartok, 2008), la mayoría de las lesiones se han producido durante una carrera a alta intensidad o sprint atendiendo a dos momentos críticos (Brooks et al., 2006, Heidercheit et al., 2010). Como hemos mencionado anteriormente, al final de la fase de oscilación en la carrera las

fuerzas externas que actúan sobre la unidad músculo-tendinosa de los isquiotibiales son muy altas, por lo que se alcanza en ese momento la máxima tensión en esta musculatura (Chumanov et al., 2011). Woods et al. (2004) encontraron que el 57% de las lesiones de isquiotibiales se producen durante esta fase de la carrera, lo que puede justificar en gran medida la prevalencia de esta lesión en futbolistas debido al elevado número de este tipo de acciones a lo largo de un partido, una cada dos minutos de media por jugador (Waldron y Murphy, 2013). El mayor estiramiento músculo-tendinoso se produce sobre el bíceps femoral (Thelen, Chumanov, Best, Swanson y Heiderscheit, 2005), lo que puede originar que éste sea el músculo de mayor tendencia a lesionarse (Askling et al., 2007). El otro momento crítico se encuentra en la fase final del apoyo, donde los isquiotibiales absorben una gran cantidad de energía como resultado de las altas fuerzas de reacción del suelo (Orchard, 2012).

Algunos autores como Best, McElhaney, Garrett y Myers (1996) estudiaron la relación entre la velocidad de elongación y la zona del músculo donde se produce la lesión, demostrando que cuando la velocidad era baja la lesión se producía en la unión músculo-tendón, del mismo modo que cuando la velocidad era alta la lesión se producía en el vientre distal del músculo. En otro estudio se analizó esta velocidad de elongación en los dos momentos críticos mencionados anteriormente, en los cuales se produce una contracción excéntrica de los músculos isquiotibiales, llegando a la conclusión de que era mayor durante el final de la fase de vuelo que durante el final de la fase de apoyo (Yu et al., 2008).

Gráfico 4. Velocidad de elongación (m/s) del bíceps femoral en un ciclo de un sprint. TO = momento del despegue / FS = momento del apoyo. Velocidad positiva = contracción excéntrica / Vel. negativa = cont. Concéntrica (Yu et al, 2008)

Combinando los resultados de los dos estudios anteriores, podemos indicar que es más probable que se produzca una lesión en la unión músculo-tendón de los músculos isquiotibiales durante el final de la fase de vuelo que durante el final de la fase de apoyo, mientras que es más probable que ocurra en el vientre del músculo durante el final de la fase de apoyo que durante el final de la fase de vuelo.

1.7.3. Mecanismo de lesión y factores de riesgo generales y biomecánicos.

Arnason et al. (2004), Ekstrand et al. (2011), Häggglund et al. (2005; 2006; 2013), Hawkins y Fuller (1999), Waldén et al. (2005) y Wood et al. (2004) informan que la frecuencia de lesión muscular sigue siendo la misma que hace treinta años (Ekstram et al., 2016; Mendiguchía, Alentorn-Geli y Brughelli, 2012), lo que sugiere que los factores de riesgo examinados hasta el momento no han conseguido reducir el riesgo de lesión del jugador, o que las exigencias del futbolista en la actualidad son mayores que en años anteriores. Debido a estos números es una de las lesiones que más preocupa en estos momentos a equipos técnicos y médicos de los clubes profesionales de fútbol.

Aunque el origen de las lesiones de isquiotibiales es a menudo de carácter multifactorial (Beijsterveldt et al., 2013; De Hoyo et al., 2013; Mendiguchia, Alentorn-Geli y Brughelli, 2012), la evidencia epidemiológica sugiere que un déficit de fuerza muscular por parte de los isquiotibiales, proporcionando así un desequilibrio muscular entre estos y los cuádriceps, desempeña un papel central en las lesiones musculares (Croisier, Ganteaume, Binet, Genty y Ferret, 2008). Cohen, Zhao, Okwera, Matthews, y Delextrat (2015) demostraron que mediante un partido de fútbol simulado en un entrenamiento, los niveles de fuerza máxima excéntrica en isquiotibiales bajaron significativamente (21,8%), manteniéndose los niveles de fuerza en concéntrico, lo que sugiere que la fatiga en estos músculos durante la competición también es otro factor de riesgo importante (Greco, Silva, Camarda y Denadai, 2013; Greig y

Siegler, 2009; Lovell, Siegler, Knox, Brennan y Marshall, 2016; Small, McNaughton, Greig, Lohkamp y Lovell, 2009). Sugiura, Saito, Sakuraba, Sakuma y Suzuki, (2008) asegura que un déficit de fuerza excéntrica en los músculos flexores de rodilla elevan el riesgo de lesiones de isquiotibiales. De la misma forma Croisier et al. (2008) han demostrado que los jugadores con desequilibrios de fuerza I:C tenían entre 4 y 5 veces más probabilidades de sufrir una lesión en los isquiotibiales en comparación con un grupo control sin desequilibrios. Fousekis, Tsepis, Poulmedis, Athanasopoulos y Vagenas (2011) analizaron a 100 futbolistas profesionales y también llegaron a la conclusión de que los futbolistas con déficit de fuerza excéntrica en los isquiotibiales respecto a la fuerza concéntrica en los cuádriceps tuvieron un mayor número de lesiones sin contacto en isquiotibiales. Del mismo modo, Orchard (2001), tras analizar un total de 672 lesiones de isquiotibiales en fútbol americano, también identificó este déficit de fuerza en relación al miembro inferior no lesionado como factor de riesgo. Centrándonos en el momento crítico de lesión en un sprint mencionado anteriormente, Navarro et al (2015) explican, mediante un modelo mecánico, por qué se produce la lesión. Para ello, observemos la figura y las fuerzas representadas en él.

Gráfico 5. Modelo mecánico de las fuerzas que se producen en el miembro inferior en un sprint

El modelo mecánico se resume mediante las siguientes ecuaciones:

$$F_{ib} + (F_{st} + F_{sm} + F_{gm}) - (F_c + F_j) > 0$$

$$\rightarrow F_{ib} < F_f = \text{No lesión}$$

$$\rightarrow F_{ib} > F_f = \text{Sí lesión}$$

La primera ecuación indica que la fuerza total aplicada en el BF, resultante de la suma vectorial de la fuerza muscular del propio BF junto con las fuerzas de los otros tres músculos que intervienen en el acortamiento del mismo (semitendinoso, semimembranoso y glúteo medio) y de aquellas que lo hacen en sentido contrario tratando de estirarlo (cuádriceps y fuerza articular) debe ser mayor que cero para que se produzca la deceleración de la pierna. Si las fuerzas que extienden la rodilla son excesivas (desequilibrio isquiotibiales/cuádriceps) o la sincronización con los músculos que la flexionan no es la adecuada, puede provocar que la fuerza del BF tenga que ser muy elevada. Cuando la fuerza interna en el BF es mayor a la fuerza de resistencia a la rotura de la fibra muscular se produce la lesión. Varios autores han demostrado mediante estudios de carácter prospectivos con futbolistas que haber sufrido una lesión previamente aumenta el riesgo de lesión (Árnason et al, 2004; Hagglund et al., 2013). Otros estudios de carácter retrospectivo (Askling, Nilson y Thorstensson, 2010; Brockett et al., 2004; Lee, Reid, Elliott y Lloyd, 2009; Opar, Williams y Shield, 2012), mediante la comparación de futbolistas con y sin lesiones previas, concluyen que después de haber tenido la lesión disminuye la fuerza excéntrica de los isquiotibiales, la longitud de los isquiotibiales a la que se produce la máxima fuerza excéntrica, el ratio I:C y la flexibilidad. Además, la cicatriz que se forma durante la recuperación puede producir un aumento de rigidez de la fibra a ese nivel y, por tanto, menor capacidad para deformarse (Orchard y Seward, 2002). Con el modelo anterior, Navarro et al (2015) explican cómo afectan estos factores de riesgo en el mecanismo de lesión siguiendo con el ejemplo del BF:

Disminución del umbral de rotura. Si la cicatriz que se forma después de la lesión ocasiona que el umbral de rotura (F_f) en esa zona sea menor que en el resto del músculo, es más fácil que la fuerza interna (F_{ib}) que soporta el músculo sobrepase dicho umbral y se produzca la lesión.

Falta de fuerza excéntrica. Cuando un futbolista está esprintando la velocidad angular de extensión de la rodilla es muy grande siendo necesaria mayor fuerza de los isquiotibiales para frenarla. Si los isquiotibiales, por falta de fuerza excéntrica, no consiguen frenar lo suficiente la velocidad de la pierna, el músculo se elonga más de lo deseado aumentando la tensión musculo-tendinosa y, por tanto, el riesgo de lesión (Lee et al., 2009; Opar, Williams, Timmins, Dear y Shield, 2013b).

Falta de flexibilidad. Varios autores han relacionado la falta de flexibilidad y el riesgo de lesión (Arnasson et al., 2004; Askling et al., 2010; Engebretsen, Myklebust, Holme, Engebretsen y Bahr, 2010; Fousekis et al., 2011; Henderson, Barnes y Portas, 2010; Witvrouw, Danneels, Asselman, D'Have y Cambier, 2003). Witvrouw et al. (2003) en un estudio de seguimiento sobre 146 jugadores de la liga belga encontró que el grupo de jugadores que se lesionaron tenían menor flexibilidad. Cuando la flexibilidad es baja debida a una falta de elasticidad del músculo su rigidez aumenta, lo que supone que las tensiones internas elásticas sean mayores a elongaciones más pequeñas. Este hecho pone de manifiesto por qué las roturas se producen cerca de la unión entre el músculo y el tendón (Garret, 1996) especialmente en la parte proximal del bíceps (Heiderscheit, Sherry, Silder, Chumanov y Thelen, 2010).

Falta de sincronización de la musculatura lumbopélvica. La función del glúteo mayor y de los isquiotibiales está influida por la posición de la pelvis (Kapandji, 1977). Si se produce una anteversión de la pelvis, bien por una falta activación abdominal o por un acortamiento

del psoas iliaco, se reduce la fuerza del glúteo mayor, lo que conlleva a un exceso de elongación de los isquiotibiales. Una activación de los abdominales durante la fase de balanceo de la carrera reduce la anteversión de la pelvis y previene de un exceso de tensión en los isquiotibiales (Frank, Paylo, Dicharry, Riley y Kerrigan, 2009; Kuszewski, Gnat y Saulicz, 2009; Mendiguchia et al., 2012; Oh, et al. 2007). En definitiva, una apropiada sincronización entre los músculos isquiotibiales, glúteo mayor y abdominales puede prevenir la lesión muscular de los isquiotibiales.

Insuficiente ratio isquiotibiales:cuádriceps. Si las fuerzas extensoras de la rodilla (cuádriceps y fuerzas articulares) son muy elevadas, la fuerza de los isquiotibiales tiene que aumentar para conseguir frenar la velocidad angular de la pierna. Cuando esto ocurre, el riesgo de que la fuerza muscular de los isquiotibiales sobrepase el límite de rotura es mayor aumentando el riesgo de lesión (Croisier, 2004; Lee et al., 2009).

1.8. Valoración del riesgo de lesión de isquiotibiales.

1.8.1. Valoración de la fuerza. Isocinéticos.

La mayoría de los estudios centrados en la valoración del equilibrio de fuerza entre isquiotibiales y cuádriceps (ratio I:C) utilizan las máquinas isocinéticas. Coombs y Garbutt (2002) hicieron una revisión de los artículos más importantes hasta el momento dentro de este ámbito, y en todos ellos se usaron los isocinéticos para determinar el ratio de fuerza muscular I:C. A la hora de comparar este ratio entre futbolistas profesionales y personas físicamente activas, en algunos estudios se ha observado que los futbolistas presentan un ratio de fuerza I:C menor (Thourny-Chollet y Leroy, 2002) mientras que en otros este ratio es similar (Eleftherios, Gerard y Folland, 2015). Otro autores como Cometti, Maffiuletti, Pousson, Chatard y Maffulli (2001) han comparado este ratio entre futbolistas de distinto nivel de rendimiento concluyendo que a medida que aumenta el nivel de rendimiento aumenta el ratio I:C.

En cuanto a la valoración de este ratio para determinar el riesgo de lesión muscular de isquiotibiales, en primer lugar se realizaron evaluaciones del ratio I:C convencional midiendo la fuerza concéntrica de cuádriceps y de isquiotibiales, como el de S. Yeung, Suen y E. Yeung (2009), mediante el cual identificaron que el riesgo de lesión muscular en los isquiotibiales aumentaba con una disminución de la relación I:C concéntrica convencional a 180 ° / seg. Se encontró que una proporción de menos de 0.6 aumentaba el riesgo de lesión en 17 veces. Posteriormente se comenzó a realizar evaluaciones denominadas funcionales analizando la fuerza concéntrica de los cuádriceps y la excéntrica de los isquiotibiales. De esta forma Croisier et al. (2008) realizaron un estudio prospectivo mediante el cual realizaron un seguimiento a 462 jugadores de fútbol (belgas, brasileños y franceses) durante una temporada. Para ello utilizaron una evaluación isocinética concéntrica y excéntrica estandarizada. De los

35 jugadores que se lesionaron en isquiotibiales, la mayoría de ellos presentaban un desequilibrio de fuerza en el ratio I:C teniendo un valor inferior a 0.8.

Sin embargo, algunos autores como Tillin, Gerard y Folland (2013) difieren sobre este método debido a que la fuerza máxima que se puede alcanzar en los movimientos explosivos en el fútbol, como por ejemplo saltar, esprintar, regatear (50-250 ms), pueden ser hasta 42 veces mayores a la fuerza que generarían en una CVIM, como registraron Tillin, Jimenez-Reyes, Pain y Folland, (2010) en su estudio. Además, por lo general el tiempo que existe para estabilizar la articulación de la rodilla durante las rápidas situaciones de juego en los partidos es muy reducido (<50 ms) (Krosshaug et al., 2007).

Del mismo modo, un reciente meta-análisis (Freckleton y Pizzari, 2013) y un estudio de cohortes de 4 años (Van Dyk et al., 2016) también encontraron que las fuerzas excéntricas y concéntricas de los isquiotibiales eran factores de riesgo débiles para las lesiones de isquiotibiales, sobre todo las relaciones probadas a velocidades más lentas y utilizando combinaciones concéntricas / excéntricas diferentes. De forma similar, Bennell et al. (1998) encontraron que las relaciones I:C no podían predecir las lesiones en isquiotibiales a velocidades variables y utilizando diferentes combinaciones de contracciones excéntricas y concéntricas con máquinas isocinéticas en jugadores de fútbol. Los autores también sugirieron que tal vez hacer varias pruebas funcionales, como un salto monopodal, puede ayudar a predecir en mayor medida el posible riesgo de lesión (Bennell et al., 1998). Orchard, Marsden, Lord y Garlick (1997) encontraron que las relaciones concéntricas de I:C a $180^\circ / \text{seg}$ y $300^\circ / \text{seg}$ no fueron diferentes entre los grupos lesionados y no lesionados a pesar de ser significativamente diferentes a $60^\circ / \text{seg}$. De la misma forma, en otro estudio reciente, tras analizar a 369 jugadores de fútbol de Qatar y 538 lesiones musculares con la misma metodología, se llegó a la conclusión de que las asociaciones entre los valores de fuerza

resultantes de los jugadores que se lesionaron y los que no eran demasiadas pequeñas para identificar que un jugador se encontraba "en riesgo" de lesión (Bakken et al., 2018).

En general, la evidencia de que la relación de fuerza isocinética I:C es un factor de riesgo para las lesiones musculares en isquiotibiales es escasa cuando se considera de manera aislada independientemente del tipo de velocidad y contracción. En esta misma línea, varios autores opinan que los desequilibrios de fuerza isocinética no predicen de forma fiable la lesión de isquiotibiales en jugadores de fútbol (Henderson et al., 2010; Van Dyk et al., 2016). Por lo tanto, el uso de pruebas isocinéticas para medir la fuerza de los músculos isquiotibiales como un indicador para predecir el riesgo de lesión es muy cuestionable.

1.8.2. Valoración de la coactivación muscular con Electromiografía de Superficie

Recientemente han aparecido nuevas alternativas para sustituir o servir de apoyo a este método utilizado hasta el momento, como es la electromiografía de superficie (EMG). La EMG es el análisis electromiográfico que permite recoger la señal eléctrica de un músculo en un cuerpo en movimiento (Villarroy, Marco y Moros, 1997). Según varios autores (Bolgla, Shaffer y Malone, 2008; Merletti y Parker, 2004) el análisis de las señales EMG es un enfoque valioso para estudiar las contracciones musculares. Se pueden analizar mediante la EMG de superficie o el método de aguja, siendo esta última una técnica invasiva y no recomendada en la medida de lo posible (Bonab, Tarverdizadeh, Azarbayjani y Zamani, 2011). De aquí en adelante cada vez que nos refiramos a la EMG nos estaremos refiriendo a la electromiografía de superficie.

Relación EMG y Fuerza

Algunos autores como Saito y Akima (2013) han estudiado la relación entre la amplitud de la señal de EMG y la fuerza generada, es decir, la relación EMG-fuerza, una relación simple que proporciona una mejor comprensión del grado de activación neuromuscular

durante la producción de fuerza isométrica. Esta relación no es consistente en personas no deportistas entre los músculos del mismo grupo muscular, como pudieron comprobar Alkner, Tesch y Berg (2000), Pincivero y Coelho (2000), Pincivero, Coelho, Campy, Salfetnikov y Suter (2003) y Watanabe y Akima (2009) en los cuádriceps, utilizando los músculos vasto lateral (VL), vasto medial (VM) y el recto femoral (RF). Fukuda et al. (2010) llegaron a la conclusión de que existe una relación lineal entre la fuerza y el valor RMS (Root Mean Square) de EMG en los isquiotibiales y los cuádriceps. Esta relación fue también hallada por otros autores que encontraron una correlación lineal ($r^2 = 0,903$) entre el valor RMS de EMG y el nivel de fuerza muscular, y entre este último y el tamaño del músculo ($r^2 = 0,949$) en ejercicios de flexión plantar midiendo el tibial anterior (Li et al., 2014). A. Carvalho et al. (2014) registraron un aumento de la amplitud de EMG junto a un aumento de la fuerza medida con un dinamómetro, en tres músculos del cuádriceps después de un entrenamiento de fuerza de 8 semanas. Esto hace posible medir la fuerza de estos músculos a partir de la actividad eléctrica mediante la EMG (Clarys, 2000; Farina, 2006), y de esta forma realizar la evaluación en un gesto técnico y deportivo (Türker y Sözen, 2013). Sin embargo, hay que tener en cuenta las condiciones en las que se mide el RMS, ya que hay otros factores que intervienen en esta información y que no están relacionados con un aumento de la producción de fuerza.

Relación EMG y fatiga muscular

En la literatura también podemos encontrar estudios que analizan la relación entre la activación electromiográfica de los músculos y la fatiga que presentan. Así, autores como Rahnama, Lees y Reilly (2006) o Thorlund, Aagaard y Madsen (2009) han investigado esta relación en futbolistas y han observado una disminución de la activación electromiográfica de los músculos isquiotibiales como consecuencia de la fatiga en tests de fuerza isocinética, o en el ejercicio nórdico (Lovell et al., 2016). De la misma forma, otros autores han detectado

disminuciones de los niveles de activación RMS del vasto lateral después de un partido de noventa minutos (Montini, Felici, Nicolás, Sacchetti y Bazzucchi, 2017).

Como veíamos en otros apartados, algunos autores relacionan el aumento del RMS con el aumento de la fuerza muscular (Fukuda et al. 2010; Li et al., 2014). Sin embargo, hay que tener en cuenta que este aumento o consistencia del RMS no siempre significa un aumento de la fuerza. Gerdle, Larsson y Karlsson (2000) realizaron un estudio con veintidós personas sanas mediante 100 contracciones isocinéticas de 0 a 90 grados en extensión de rodilla. Se midió el RMS y la frecuencia media (MNF) del recto femoral, vasto medial y vasto lateral, y se estudió la correlación entre estos dos valores y la fatiga muscular, medida con un dinamómetro isocinético y descrita como un proceso dependiente del tiempo que abarca numerosos factores centrales, periféricos y psicológicos que producen una fuerza (De Luca, 1984; Sahlin, 1992). Los resultados indicaron que en todos los sujetos se produjo un descenso de la MNF a la vez que aumentaba la fatiga muscular, mientras que los valores de RMS se mantuvieron o incluso en algunos sujetos aumentaron. ¿Por qué ocurrió esto?

Se ha podido observar que el reclutamiento de unidades motoras con el aumento de la producción de fuerza progresa desde las fibras lentas (tipo I) a fibras rápidas resistentes a la fatiga (tipo IIA) hasta por último las fibras rápidas menos resistentes a la fatiga (tipo IIB) (Burke, 1981). Sin embargo, hay evidencia de que cuando los músculos realizan contracciones excéntricas, existe una mayor dependencia en las unidades motoras rápidas, tanto dentro de los músculos (Howell, Fuglevand, Walsh y Bigland-Ritchie, 1995; Nardone, Romano y Schieppati, 1989) como entre los músculos sinérgicos (Nardone y Schieppati, 1988), activándose estas en primer lugar y requiriendo de las lentas cuando las primeras se hayan fatigado. Si tenemos en cuenta los resultados de Kupa, Roy, Kandarian y De Luca (1995) que informaron de altas correlaciones entre la MNF inicial y el % de fibras lentas indicando que cuanto mayor era el número de fibras lentas en el músculo menor era la MNF

inicial, podemos relacionar el descenso de la MNF con una activación disminuida de las fibras rápidas y un aumento de las fibras lentas como adyacentes para mantener una producción de trabajo externa constante a medida que aumenta la fatiga muscular (Gerdle, Henriksson-Larsen, Lorentzon y Wretling, 1991; Gerdle, Wretling y Henriksson-Larsen, 1988). Esto explicaría a su vez el mantenimiento o aumento de los niveles de RMS en el músculo fatigado (Mannion y Dolan 1996; Vaz, Zhang, Herzog, Guimaraes y MacIntosh 1996).

Aunque las lesiones musculares se deben principalmente a las tensiones musculares durante las contracciones excéntricas, se ha demostrado que la tensión muscular que podría causar una lesión muscular se reduce si el músculo está altamente activado (Garrett, Safran, Seaber, Glisson y Ribbeck, 1987; Hasselman, Best, Seaber y Garrett, 1995; Lieber y Friden, 1993). A la luz de la evidencia de que las fibras musculares rápidas son más susceptibles a la lesión que las fibras lentas durante el desempeño de las contracciones excéntricas (Warren, Hayes, Lowe, Williams y Armstrong, 1994) es de interés que las unidades motrices sean preferentemente reclutadas para estas tareas.

Valoración de la activación neuromuscular en el fútbol. Ratio intermusculares de EMG.

En el entrenamiento y preparación de los futbolistas se ha utilizado la EMG principalmente con tres objetivos:

- Estudiar la activación de los músculos que intervienen en los gestos técnicos de este deporte como es el golpeo de balón (Brophy, Backus, Pansy, Lyman y Williams, 2007; Cerrah, Gungor, Soyulu y Ertan, 2011; Kellis, Katis y Gissis, 2004; Orchard, Walt, McIntosh y Garlick, 1999; Scurr, Abbott y Ball, 2011) y la carrera a alta intensidad (Navandar, Veiga, Torres, Chorro y Navarro, 2018; Yu et al., 2008).

- Analizar la actividad muscular en ejercicios de fortalecimiento y prevención de lesiones para establecer protocolos de entrenamiento pre y post lesión (Begalle, DiStefano, Blackburn y Padua, 2012; Nishiwaki, Urabe y Tanaka, 2006). De esta forma, Serner et al. (2014) analizaron el grado de activación del aductor mayor en ocho ejercicios de fuerza en los que interviene dicho músculo y los clasificaron para establecer protocolos preventivos en las lesiones de ingle. De la misma forma, Tsaklis et al. (2014) analizaron el nivel de activación de los isquiotibiales (bíceps femoral y semitendinoso) en diez ejercicios comúnmente utilizados para el fortalecimiento de dicha musculatura clasificándolos de menor a mayor activación. Hatch (2015) analizó el ratio I:C (EMG) en cuatro ejercicios pliométricos diferentes llegando a la conclusión de que tres de ellos facilitaban la activación de los isquiotibiales mientras que el cuarto disminuía el ratio I:C.
- Valorar el riesgo de lesión en isquiotibiales midiendo su grado de activación. De esta forma, Opar et al. (2013b) analizaron a 28 futbolistas australianos midiendo el grado de activación de los isquiotibiales de todos ellos y comparando los que había sufrido una lesión previa y aquellos que no. Los resultados indicaron que la actividad eléctrica del bíceps femoral en futbolistas con una lesión previa en dicho músculo era de menor intensidad que en aquellos jugadores sin lesión previa. Más recientemente se ha investigado sobre el patrón de activación de los músculos agonistas, sinérgicos y antagonistas de la pelvis y de las extremidades inferiores. Así Sole, Milosavljevic, Nicholson y Sullivan (2011) realizaron un estudio con 17 deportistas con lesión previa de isquiotibiales y 19 deportistas sanos, cuyo objetivo era comparar los patrones de reclutamiento de glúteo mayor, isquiotibiales y cuádriceps de ambos grupos durante un ejercicio de fuerza. Los resultados indicaron que en aquellos individuos que había

sufrido lesión previa en isquiotibiales tenían un patrón de activación alterado respecto a los sanos.

Teniendo en cuenta que durante muchos años se ha considerado el ratio de fuerza I:C como un factor de riesgo clave en las lesiones de isquiotibiales (Carvalho, Brown y Abade, 2016), varios autores han querido analizar el grado de activación de los isquiotibiales a partir de este ratio I:C utilizando la EMG, para no solamente estudiar la fuerza de dichos músculos como se ha realizado tradicionalmente con máquinas isocinéticas, sino también la activación neuromuscular y la sincronización entre ellos. De esta forma, Oliveira y Goncalves (2009) analizaron el ratio I:C con EMG durante CVIM en futbolistas y encontraron una elevada correlación entre los ratios de fuerza y de actividad electromiográfica. Además, compararon estos resultados con personas físicamente activas que no eran futbolistas utilizando cuatro posiciones diferentes para analizarlos: extensión de la rodilla en 45° y 90° y flexión de la rodilla en 45° y 90°, y mostraron el ratio dividiendo la EMG de los flexores de rodilla (recto femoral y vasto lateral) con la EMG de los extensores (bíceps femoral y semitendinoso) en todas las combinaciones. Los resultados reflejaron que los futbolistas mostraban activaciones mayores en los extensores de rodilla que las personas físicamente activas aunque el ratio EMG I:C era similar. En otros estudios anteriores también se demostró que la actividad EMG en atletas es mayor que en no atletas (Felici et al., 2001), posiblemente relacionada con factores bioquímicos, morfológicos y neuromusculares (Felici et al., 2001; Wisloff, Helgerud y Hoff, 1995).

Por otro lado, algunos autores se han centrado en estudiar las posibles diferencias bilaterales de activación neuromuscular. De esta forma, Miller (2015) analizó el ratio de activación I:C mediante EMG a 15 jugadoras de voleibol (19 ± 1.2 años de edad) mientras realizaban también una prueba de contracción voluntaria isométrica (30°, 60° y 90°) e isocinética concéntrica máxima (60°/sec, 90°/sec y 180°/sec) de cuádriceps y de isquiotibiales.

Los músculos registrados fueron recto femoral, vasto medial y vasto lateral en cuádriceps, y bíceps femoral y semitendinoso en isquiotibiales. El miembro inferior dominante registró un ratio I:C ligeramente superior respecto al no dominante en las jugadoras de voleibol. De la misma forma, Mondal, Chhange, Gayen y Chatterjee (2014) también encontraron en un estudio con diez futbolistas de la primera división de La India que los jugadores presentaban mayores niveles de activación en el miembro inferior dominante. Sin embargo, en el fútbol español Torres et al. (2017) analizaron a jugadores de la segunda división B utilizando los ejercicios de lunge y squat unipodal con CVIM previa, y obtuvieron que no había diferencias en cuanto a la activación neuromuscular ni el ratio EMG I:C ni en la comparación de cada músculo (RF, VM, VL, BF y ST) entre el miembro inferior dominante y no dominante.

En diferencia a los estudios anteriores, otros autores quisieron analizar dicho ratio I:C mediante ejercicios funcionales. De esta forma, Ebben (2009) registró el ratio I:C con EMG de 21 atletas masculinos y 13 femeninos de 20 años de edad (± 1.77 años) en seis ejercicios de fuerza: nórdico, extensora de cuádriceps, peso muerto bilateral, peso muerto unilateral, ‘buenos días’ y squat bipodal. Se comparó dicho ratio entre los ejercicios y entre los géneros, y los resultados indicaron que las mujeres tenían un ratio I:C de 35% a 76% menor que los hombres, lo que podría indicar que se requiere un entrenamiento diferente por géneros para el fortalecimiento de estos músculos. Posteriormente, en el estudio de Taj y Chatterjee (2015) se analizó la activación (EMG) del vasto medial y de los isquiotibiales en futbolistas y de voleibol durante cuatro ejercicios funcionales de fuerza con el objetivo de comparar el ratio I:C entre los respectivos grupos. Los resultados indicaron que los futbolistas tenía una mayor activación del vasto medial y una menor activación de los isquiotibiales respecto a los jugadores de voleibol en todos los ejercicios, lo que significó que tenía una ratio I:C significativamente menor.

Siguiendo esta línea de investigación, algunos autores han querido investigar la posible relación entre la actividad electromiográfica de los músculos y el haber sufrido una lesión previamente. De esta forma, autores como Verrall, Slavotinek, Barnes, Fon y Spriggins (2001) han sugerido que después de una lesión en la rodilla o en el pubis, las propiedades biomecánicas de los miembros inferiores pueden alterarse, lo que conlleva a un mayor riesgo de lesión en los isquiotibiales. Además, se ha demostrado que aquellos deportistas con lesión previa de isquiotibiales presentaban una alteración en la activación neuromuscular respecto al grupo de control (Opar et al., 2013b; Sole et al., 2011), así como modificaciones en los instantes de activación tanto del bíceps femoral como del semitendinoso durante “weight-bearing task” (Sole, Milosavljevic, Nicholson y Sullivan, 2012).

Sole et al. (2011) se centraron en la inhibición neuromuscular que pueden sufrir los músculos después de una lesión, indicando que se reducía la activación del músculo previamente lesionado, en especial durante las acciones excéntricas y en longitudes musculares más largas. La posibilidad de que la inhibición neuromuscular de los isquiotibiales fuera un factor de riesgo de lesión no se había estudiado hasta el momento (Fyfe, Opar, Williams y Shield, 2013). Las lesiones en los isquiotibiales son muy dolorosas y este dolor puede volverse crónico, particularmente en deportistas con lesiones recurrentes (Brughelli et al., 2009; Croisier, Forthomme, Namurois, Vanderthommen y Crielaard, 2002). Se conoce que el dolor articular y muscular induce respuestas neuronales agudas, que pueden reducir la fuerza, reducir la activación de los agonistas, aumentar la actividad antagonista, reducir la resistencia muscular y alterar los patrones de coordinación durante las acciones estáticas y dinámicas (Diederichsen, Winther, Dhyre-Poulsen, Krogsgaard y Norregaard, 2009; Graven-Nielsen y Arendt-Nielsen, 2008, 2010; Henriksen et al., 2007). La reducción de la activación voluntaria de los músculos lesionados sirve para reducir la carga en el músculo poco después de la lesión. Sin embargo, el dolor muscular también tiene el potencial de

causar adaptaciones crónicas dentro del sistema nervioso central tanto a nivel espinal como supraespinal (Graven-Nielsen y Arendt-Nielsen, 2010; Mense, 2003). Algunos de estos cambios podrían limitar la capacidad de activar voluntariamente los músculos lesionados, pudiendo ser una de las causas o simplemente el resultado de la lesión (Opar et al., 2012).

Aunque los músculos y los ejercicios elegidos en cada estudio para analizar el ratio I:C o el nivel de activación neuromuscular hayan sido diferentes todos ellos tienen algo en común, la manera de normalizar la señal de electromiografía. Esta forma está basada en el registro de la actividad eléctrica del músculo mientras realiza una CVIM. Dicha prueba es la medida de la fuerza máxima producida por un músculo al contraerse mientras empuja un objeto inamovible. Es el método tradicional más común de normalización de la señal EMG al comparar la actividad eléctrica de una contracción dada con la actividad de la CVIM (Woods y Bigland-Titchie, 1983). Algunos autores incluso han llegado a dividir esta prueba en CVIM en pre fatiga y CVIM en post fatiga (Duchateau y Baudry, 2014). En 2010 se realizó una revisión analizando 26 estudios de normalización de la señal EMG del músculo con este método (Burden, 2010). Se utilizaron criterios relacionados con su capacidad para facilitar la comparación de los datos de EMG como la magnitud, el patrón de EMG normalizado, la confiabilidad y la variabilidad interindividual. Se llegó a la conclusión de que ninguno de los estudios garantizaban la comparación de la activación de un músculo en relación a la EMG en su capacidad máxima de contracción por la variabilidad que presentaban los datos, como también argumentan Suydam, Manal y Buchanan (2016) en un estudio más reciente.

Por otro lado, algunos autores han preferido normalizar la señal de EMG de un músculo respecto a otro sin utilizar pruebas adyacentes, como por ejemplo la coactivación agonista-antagonista. De esta forma, Morrissey et al. (2012) analizaron el nivel de activación neuromuscular del glúteo medio respecto al aductor mayor; Begalle et al. (2012), Irish, Millward, Wride, Haas, y Shum (2010) y Serner et al. (2014) el de los isquiotibiales respecto

al cuádriceps; y Serner et al. (2014) la del vasto medial respecto al vasto lateral. Sin embargo, no hemos encontrado información sobre la relación de la activación neuromuscular de los músculos que conforman tanto el cuádriceps (recto femoral, vasto medial y vasto lateral) como los isquiotibiales (bíceps femoral y semitendinoso) en relación a la activación del propio grupo muscular correspondiente (cuádriceps e isquiotibiales respectivamente).

Teniendo en cuenta el inconveniente que se encuentran los preparadores físicos o miembros del cuerpo médico de los equipos de fútbol al valorar a sus jugadores utilizando el método de CVIM, debido a que se trata de una prueba muy exigente para el músculo sano del futbolista, y no recomendable si está lesionado; y la poca fiabilidad que presentan estos datos, nos animamos a encontrar una nueva metodología de valoración muscular utilizando la EMG que no utilice pruebas de normalización adyacentes para cuantificar la coactivación neuromuscular tanto en cuádriceps como en isquiotibiales en futbolistas profesionales.

1.9. Hipótesis y Objetivos.

Por lo tanto, los objetivos del presente estudio son:

- Analizar las posibles diferencias bilaterales de activación neuromuscular entre miembro inferior dominante y no dominante en futbolistas profesionales.
- Analizar las posibles diferencias de activación neuromuscular entre futbolistas profesionales de diferentes niveles de rendimiento y personas físicamente activas.
- Valorar la coactivación intramuscular e intermusculares en cuádriceps e isquiotibiales en futbolistas profesionales sin utilizar pruebas adyacentes.
- Analizar las posibles diferencias bilaterales de activación neuromuscular entre el miembro inferior con y sin lesión a posterior en isquiotibiales.
- Analizar las posibles diferencias de activación neuromuscular entre los jugadores que se lesionan en isquiotibiales y los que no.

Las hipótesis del presente estudio son:

- Hipótesis 1. Existen diferencias bilaterales en la activación neuromuscular entre el miembro inferior dominante y no dominante en futbolistas profesionales sanos.
- Hipótesis 2. Existen diferencias en la activación neuromuscular entre futbolistas profesional de diferentes niveles de rendimiento y personas físicamente activas.
- Hipótesis 3. Existe un patrón intramuscular y un ratio intermuscular de coactivación en cuádriceps e isquiotibiales en futbolistas profesionales que se puede analizar mediante ejercicios funcionales sin utilizar pruebas adyacentes.
- Hipótesis 4. Existen diferencias de activación neuromuscular entre el miembro inferior con y sin lesión a posterior en los futbolistas profesionales.
- Hipótesis 5. Existen diferencias de coactivación neuromuscular entre los jugadores que se lesionan en isquiotibiales y los que no.

II

VALORACIÓN DEL PATRÓN INTRAMUSCULAR Y RATIOS I:C CON EMG EN FUTBOLISTAS PROFESIONALES

2.1. Introducción.

Como hemos visto en el apartado anterior de este trabajo, se han realizado numerosos estudios epidemiológicos en el fútbol que estiman que las lesiones musculares presentan una mayor incidencia en el futbolista. (Ekstrand et al., 2011; Noya, 2015; Ueblicher et al., 2015). Los músculos que mayor incidencia presentan son los isquiotibiales, reflejando el 10 y 12% de todas las lesiones (Ekstrand et al., 2011; Hägglund et al., 2013; Hammes et al., 2015; Nilstad et al., 2014; Van der Horst, Smits, Petersen, Goedhart y Backx, 2015; Woods et al., 2004). Debido a este índice tan elevado son muchos los investigadores que han intentado encontrar las posibles causas de estas lesiones (Beijsterveldt, Van de Port, Vereijken y Backx, 2013; McCall et al., 2015).

Recordando los principales factores de riesgo de la lesión de isquiotibiales (Beijsterveldt et al., 2013; De Hoyo et al., 2013; Mendiguchia et al., 2012) nos hemos encontrado con: haber tenido una lesión previa en dicho músculo (Árnason et al., 2004; Askling et al., 2010; Brockett, Morgan y Proske, 2004; Engebretsen et al., 2010; Hägglund, 2013; Lee et al., 2009; Opar et al., 2012; Warren et al., 1994), tener un déficit de fuerza muscular excéntrica de los isquiotibiales, alteraciones neuromusculares en forma de desequilibrio isquiotibiales:cuádriceps (Croisier et al., 2008; Fousekis et al., 2011; Orchard, 2001) o desequilibrios bilaterales (Croisier et al., 2008; Fousekis et al., 2011), y la fatiga (Cohen et al., 2015; Greco et al., 2013; Greig y Siegler, 2009; Lovell et al., 2016; Small et al., 2009). A pesar de los intentos por disminuir esta incidencia lesional, se ha demostrado que el número de lesiones de isquiotibiales no ha parado de crecer en los últimos años (Ekstrand et al., 2011; Mendiguchia et al., 2012), lo que sugiere que los factores de riesgo examinados hasta el momento no han conseguido reducir el riesgo de lesión del jugador y/o que las exigencias del futbolista en la actualidad son mayores que en años anteriores.

La investigación retrospectiva que muestra el efecto de una lesión (Torres et al., 2017) y los estudios prospectivos que analizan los desequilibrios musculares se han investigado ampliamente en el fútbol utilizando máquinas isocinéticas (Croisier et al., 2008; Cooms y Garbutt, 2002; Dyk et al., 2016; Fousekis et al., 2011; Yeung et al., 2009). Sin embargo, otros autores aseguran que los desequilibrios de fuerza isocinética no predicen de forma fiable la lesión de isquiotibiales en los futbolistas, posiblemente por no incluir en dichas valoraciones las posibles alteraciones neuromusculares (Henderson et al., 2010; Van Dyk et al., 2016). El hallazgo más importante a este respecto es que los sujetos con una lesión previa mostraron niveles más bajos de actividad de EMG en los músculos isquiotibiales durante las pruebas isocinéticas (Sole et al., 2011; Opar, Williams, Timmins, Dear y Shield, 2013a), o alteraciones en los instantes de activación del bíceps femoral y semitendinoso durante “weight-bearing task” (Sole et al., 2012).

Por otro lado, como parte integral de cualquier programa de rehabilitación, prevención o fortalecimiento, la prescripción adecuada de ejercicios puede facilitar mejoras en la función musculo-esquelética al abordar las necesidades específicas del futbolista. Los ejercicios funcionales son de gran importancia para el fortalecimiento y el control motor de las extremidades inferiores dentro de la práctica deportiva (Farrokhi et al., 2008). La identificación de ejercicios que facilitan una adecuada sincronización I:C han demostrado ser beneficiosos en la rehabilitación y prevención de diferentes lesiones: esguince o rotura del ligamento cruzado anterior (Begalle et al., 2012), síndrome de dolor patelofemoral (Irish et al., 2010) o lesión en la ingle (Serner et al., 2014). Recientes publicaciones han facilitado información sobre los niveles de activación con EMG de diferentes ejercicios utilizados en la rehabilitación de las lesiones musculares en isquiotibiales (Bourne et al., 2017). Entre ellos, los ejercicios funcionales como el squat unipodal y el lunge tienen una gran relevancia en la prevención y rehabilitación de estas lesiones (Jönhagen, Ackermann y Saartok, 2009). Varios

autores han estudiado la coactivación intermuscular I:C con estos ejercicios encontrando diferentes resultados: 0.2 (Taj y Chatterjee, 2015), 0.1 (Begalle et al., 2012) ó 0.5 (Torres et al., 2017) en lunge; y 0.2 (Begalle et al., 2012) ó 0.5 (Torres et al., 2017) en squat unipodal.

Hasta el momento, son muchos los métodos que se han utilizado al interpretar la señal de EMG de los músculos (Burden, 2010). En algunos de los casos se ha valorado la activación de un músculo en relación con su antagonista (Begalle et al., 2012; Irish et al., 2010; Serner et al., 2014) o la relación medial-lateral de una articulación como la rodilla (Serner et al., 2014). Sin embargo, no se ha encontrado información sobre las relaciones de coactivación de los músculos, por ejemplo bíceps y semitendinoso, en relación a la activación total del grupo muscular correspondiente, en este caso los isquiotibiales. Nuestro objetivo principal en este primer estudio es cuantificar la coactivación electromiográfica de los músculos cuádriceps e isquiotibiales en futbolistas profesional durante tres ejercicios funcionales utilizados en programas de prevención y rehabilitación de lesiones: lunge, squat unipodal y squat bipodal. Se analizarán dos tipos diferentes de coactivación. Por una lado la actividad de cada músculo en relación a la actividad total del grupo muscular correspondiente, denominada relación de activación intramuscular, y por otro la relación de activación neuromuscular entre los isquiotibiales y los cuádriceps (ratio I: C). Además, se analizarán estos patrones en los diferentes niveles de rendimiento de los futbolistas, así como en sus diferentes miembros inferiores dominante y no dominante.

En definitiva con este primer estudio se desarrollaran los tres primeros objetivos de la Tesis: analizar las posibles diferencias bilaterales de activación neuromuscular entre miembro inferior dominante y no dominante en futbolistas profesionales, analizar las posibles diferencias de activación neuromuscular entre futbolistas profesionales de diferentes niveles de rendimiento y personas físicamente activas. Y valorar la coactivación intramuscular e

intermusculares en cuádriceps e isquiotibiales en futbolistas profesionales sin utilizar pruebas adyacentes.

Las hipótesis de la investigación son: 1) existen diferencias bilaterales en la activación neuromuscular entre el miembro inferior dominante y no dominante en futbolistas profesionales sanos. 2) Existen diferencias en la activación neuromuscular entre futbolistas profesional de diferentes niveles de rendimiento y personas físicamente activas. 3) Existe un patrón intramuscular y un ratio intermuscular de coactivación en cuádriceps e isquiotibiales en futbolistas profesionales que se puede analizar mediante ejercicios funcionales sin utilizar pruebas adyacentes.

2.2. Material y métodos.

2.2.1. Diseño del estudio.

Se utilizó un diseño transversal descriptivo (Thomas y Nelson, 2007) en el que todos los participantes realizaron tres ejercicios funcionales mientras se registraban mediciones de EMG en los músculos recto femoral (RF), vasto medial (VM) y vasto lateral (VL) por parte del cuádriceps (C), y bíceps femoral (BF) y semitendinoso (ST) por parte de los isquiotibiales (I). La toma de datos se realizó dentro del período competitivo de estos equipos, entre los días de finales de noviembre y principios de diciembre de 2014 (ver cronograma). El orden y las pautas en la realización de los ejercicios siempre fue el mismo. Para cada grupo se necesitaron 4 días registrando entre cuatro y cinco participantes cada día. El horario de los registros de los datos siempre fue entre las 10.00 y las 11.00 am.

2014	LUNES	MARTES	MIÉRCOLES	JUEVES	VIERNES	SÁBADO	DOMINGO
	3	4 E3	5 E3	6 E3	7	8	9
	10	11 E3	12	13 E1	14	15	16
	17	18 E1y E2	19 E1	20 E2	21	22	23
	24	25 E2	26 E1	27	28 CON	29	30
	1	2 CON y E1	3 CON y E2	4	5	6	7
	8	9	10 CON	11	12	13	14

Gráfico 6. Calendario de la toma de datos. Estudio 1

2.2.2. Sujetos

Diecisiete (17) futbolistas varones (edad= 27.2 ± 5.3 años ; estatura= 1.84 ± 0.41 m; peso= 74.1 ± 4.3 kg) pertenecientes a la liga de primera división española (E1), diecisiete (17) futbolistas varones (edad= 25.8 ± 3.2 años, estatura= 1.80 ± 0.44 m, peso= 75.7 ± 3.3 kg) pertenecientes a la liga de segunda división B española (E2), diecisiete (17) futbolistas varones (edad= 18.3 ± 0.9 años, estatura= 1.80 ± 0.51 m, peso= 71.5 ± 5.7 kg) pertenecientes a la liga española división de honor juvenil (E3), y diecisiete (17) estudiantes varones físicamente activos (edad= 26.1 ± 5.1 años, estatura= 1.78 ± 0.53 m, peso= 72.9 ± 7.6 kg) pertenecientes a la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte – INEF – de la Universidad Politécnica de Madrid (no pertenecientes a ningún club deportivo) durante la temporada 2014/15 (AF), fueron evaluados mediante tres ejercicios funcionales diseñados previamente, llegando a un total de sesenta y siete (68) individuos sanos. Todos ellos firmaron un consentimiento informado aprobado por el comité de ética de la Universidad Politécnica de Madrid, que según Herazo (2007) es la explicación e información adecuada y oportuna que el profesional de la salud le brinda al sujeto. Además, tanto los respectivos clubes deportivos como el Departamento de Salud y Rendimiento Humano de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (INEF) de la Universidad Politécnica de Madrid aprobaron el estudio firmando un acuerdo con fecha de 3 de Noviembre de 2014.

2.2.3. Procedimientos

Variables. En la realización del estudio se analizaron dos variables dependientes (VD). Para el estudio del patrón intramuscular se utilizó el %RMS (Root Mean Square o Raíz Media Cuadrática), y para el estudio del ratio intermuscular se utilizó el *ratio I:C RMS*. Por otro lado se eligieron tres variables independientes (VI) con sus respectivos niveles: el grupo, con 4 niveles (Equipo 1 (E1), Equipo 2 (E2), Equipo 3 (E3) y activos físicamente

(AF), el *miembro inferior*, con dos niveles (Dominante (D) y No Dominante (ND)), y el *músculo*, con 5 niveles (RF, VM, VL, BF y ST).

Protocolo de registro. Para el registro de los datos se siguió el siguiente protocolo. En primer lugar cada individuo era informado del estudio en el que iba a participar como sujeto voluntario, firmando un consentimiento informado. A continuación se preparaba la piel de los sujetos frotándola con algodón mojado por alcohol sanitario (96°) y depilando la zona donde se colocaría el electrodo. Posteriormente se procedía a determinar con la máxima exactitud posible la posición de los electrodos. Para ello se utilizó el protocolo descrito en la literatura SENIAM® (Hermens y Freriks, 1997), en el cual se indica el vientre muscular como punto óptimo de colocación de los sensores para la mayoría de músculos del cuerpo, y en concreto para los cinco músculos estudiados en el presente estudio. Para la orientación del sensor se utilizó el estudio de Ramírez y Garzón (2008) en el cual se indica la orientación óptima de los sensores para estos músculos.

Una vez marcados los puntos corporales donde posteriormente se colocaran los electrodos, se pasó a la realización del calentamiento comenzando con 2 minutos de movilidad articular de tobillo, rodilla y cadera, seguidos de 10 minutos de pedaleo en una bici estática Technogym® a una intensidad que los ejecutantes consideraban ‘moderada’ según escala de Borg modificada (Borg y Kaijser, 2006). Suponiendo un tiempo total de calentamiento aproximado de 12 minutos. Posteriormente se colocaron los electrodos con cinta de doble cara encima de cada vientre muscular en la dirección de las fibras musculares. Uno de ellos fue colocado a nivel de la primera vértebra sacra para utilizarlo como acelerómetro y de esta forma determinar los instantes de inicio y final en cada repetición. A continuación se pasó a la familiarización de los ejercicios por parte del sujeto con 5 repeticiones a la vez que se confirmaba en el software que todos los electrodos estaban registrando con exactitud. El sistema de electromiografía superficial que se utilizó para el registro de los datos fue el EMG

Trigno Wireless Delsys® con electrodos de plata de doble diferencial, activos y con referencia en el mismo sensor, que gracias a ser portátil e inalámbrico, permitió a los sujetos una gran libertad de movimiento. Seguidamente a ello se comenzó a realizar el primer ejercicio. Se eligieron los dos ejercicios que utilizaron Torres et al. (2017), lunge y squat unipodal con apoyo atrás de la contralateral, y el squat bipodal, utilizado por Fauth et al. (2010) en su estudio. En los dos primeros ejercicios se utilizó una carga del 30% respecto al peso corporal, siguiendo la metodología de Torres et al (2017) y Fauth et al. (2010). Los ejercicios se realizaron en todos los sujetos en el siguiente orden y con las mismas pautas:

Ejercicio 1. Lunge

Se sitúa un miembro inferior por delante del otro, en forma de tijera frontal, las dos rodillas extendidas, el cuerpo recto y perpendicular al suelo y los brazos relajados y extendidos (Figura 5). Desde esta posición se comienza el movimiento respetando los siguientes tiempos de dos segundos de duración: (1) se comienza a bajar flexionando la rodilla atrasada y manteniendo el tronco recto; (2) se llega a la posición de máxima flexión de la cadera (90°) y de la rodilla atrasada (90°) sin tocar el suelo, con el gemelo del miembro inferior atrasado paralelo al suelo (Figura 6); (3) se comienza a extender rodilla y cadera hasta subir a la posición de partida. Se realizó una serie de cinco repeticiones para este ejercicio con el miembro inferior derecho y a continuación otras cinco repeticiones con el

Figura 5. Lunge. Posición inicial

Figura 6. Lunge. Posición de máxima flexión de rodilla y cadera.

miembro inferior izquierdo. La carga soportada por el sujeto en las manos a través de dos mancuernas fue del 30% del peso corporal del jugador.

Ejercicio 2. Squat unipodal.

Se sitúa un miembro inferior por delante del otro, apoyando el pie de este último sobre un banco de 40 cm. La rodilla del miembro inferior extendido se encuentra adelantada 5 cm respecto al flexionado, el tronco recto y alineado con la pierna apoyada en el suelo, los brazos relajados y extendidos (Figura 7). Desde esta posición se comienza a realizar el movimiento respetando los siguientes tiempos de dos segundos de duración: (1) se comienza a flexionar la cadera y rodilla adelantada y a descender de forma perpendicular al suelo; (2) se llega a la máxima flexión de la rodilla (90°) (Figura 8); (3) se realiza la extensión de rodilla y cadera hasta la posición de partida.

Se realizó una serie de cinco repeticiones para este ejercicio con el miembro inferior derecho y a continuación otras cinco repeticiones con el miembro inferior izquierdo. La carga soportada por el sujeto

en las manos a través de dos mancuernas fue del 30% del peso corporal del jugador.

Figura 7. Squat unipodal. Posición inicial

Figura 8. Squat unipodal. Posición de máxima flexión de rodilla y cadera.

Ejercicio 3. Squat bipodal

Se sitúan los pies a la anchura de los hombros y los brazos extendidos hacia delante a la altura de los hombros (Figura 9). Desde esta posición se comienza a realizar el movimiento respetando los siguientes tiempos de dos segundos de duración: (1) descenso del centro de masas provocando una contracción excéntrica de ambos cuádriceps sin que la rótula supere la línea de las puntas de ambos pies. (2) se llega a la posición de máxima flexión de rodillas (100° aprox.) (Figura 10); (3) se comienza a extender las rodillas y cadera hasta alcanzar la posición de partida. Se realizó una serie de cinco repeticiones en autocarga para este ejercicio.

Figura 9. Squat bipodal. Posición inicial

Figura 10. Squat bipodal. Posición de máxima flexión de rodilla y cadera.

Gráfico 7. Protocolo del registro de datos. Estudio 1

Procesamiento de los datos. Para el procesamiento de los datos se utilizó el Software Delsys EMGworks Analysis 4.1.1.0 (1998-2013, Delsys)® y se siguió el siguiente protocolo. En primer lugar se determinó los instantes de inicio y final de cada repetición en cada ejercicio a través de los datos de acelerometría incluidos en el sensor. Posteriormente se eliminó el Offset, se realizó el filtrado de la señal de clase Butterworth, de orden 2 y paso de banda entre 20 y 300 Hz. A continuación se calculó el RMS, forma común de expresar el valor efectivo del voltaje o corriente alterna, que produce el mismo efecto de disipación de calor que su equivalente de voltaje o corriente directa (Alexander y Sadiku, 2012). Todos los valores fueron expresados en $10^{-5}V$. Se utilizó una ventana de 0.05 s y un solapamiento de 0.025s. Mismo procedimiento que el utilizado por otros autores como Taj y Chatterjee (2015), pero en este caso eligiendo una ventana más pequeña para tener mayor precisión en los datos. Se cogieron todos los valores absolutos de RMS y se calculó su valor medio de cada repetición.

$$RMS = \sqrt{\frac{V_1^2 + V_2^2 + V_3^2 + \dots + V_n^2}{n}}$$

Según De Luca (1997) el RMS es una forma útil de medir la amplitud de la señal. Para señales EMG detectadas durante las contracciones voluntarias el valor RMS es apropiado, ya que representa la potencia de la señal y por lo tanto tiene un significado físico claro. A continuación se seleccionaron las tres repeticiones centrales, eliminando de esta forma la primera y quinta repetición por su posible alteración en la ejecución, bien al principio o al final. De las tres obtenidas se realizó la media y fue el valor de RMS utilizado.

Una vez hallados los valores absolutos de RMS para cada músculo se sumaron los del RF, VM y VL por un lado, para obtener el valor total de los cuádriceps; y los del BF y ST por otro lado, para obtener el valor total de los isquiotibiales. Este dato de cada grupo muscular representaría el 100% del RMS de ese grupo muscular. A partir de dicho valor se calculó el

tanto por ciento perteneciente a cada músculo (RF, VM, VL por parte del C, y BF, ST por parte de los I), y de esta forma poder analizar el patrón intramuscular de cada grupo muscular. Por otro lado, se utilizó el valor total de los cuádriceps y el total de los isquiotibiales de cada pierna para hallar el ratio I:C, dividiendo el RMS total de I entre el RMS total de C.

Gráfico 8. Procedimiento del análisis de la señal de EMG. Estudio 1

Análisis estadístico. Para realizar el análisis estadístico se utilizó el software IMB® SPSS® Statistics (version 20). Como hemos visto anteriormente, las variables independientes fueron tres: el *grupo* (4 niveles - E1/ E2/ E3/ AF), el *miembro inferior* (2 niveles – Dominante/No Dominante) y el *músculo* (5 niveles – RF, VM, VL, BF, ST). Por otra parte, las variables dependientes analizadas fueron dos: el *ratio I:C RMS* y el *%RMS*.

Con el objetivo de comparar el %RMS de cada músculo de cada miembro inferior en cada uno de los grupos, se realizó una ANOVA de tres factores. El factor independiente fue la variable *grupo* (4 niveles), un factor dependiente (medidas repetidas) fue la variable *músculo* (5 niveles) y el otro factor dependiente (medidas repetidas) fue la variable *miembro inferior* (2

niveles). ANOVA *grupo* (4) x *músculo* (5) x *miembro inferior* (2) medidas repetidas. Este proceso se repitió de forma separada para cada uno de los tres ejercicios.

Por otro lado, con el fin de comparar el ratio I:C de cada miembro inferior en cada uno de los grupos se realizó una ANOVA de dos factores. El factor independiente fue la variable *grupo* (4 niveles) y un factor dependiente (medidas repetidas) fue la variable *miembro inferior* (2 niveles). ANOVA *grupo* (4) x *miembro inferior* (2) medidas repetidas. Este proceso se repitió de forma separada para cada uno de los ejercicios.

Patrón Intramuscular

Comparación de miembros inferiores. Con el objetivo de analizar las posibles diferencias bilaterales de activación intramuscular entre miembro inferior dominante y no dominante en futbolistas profesionales y personas físicamente activas se analizó el %RMS de cada músculo entre ambos miembros inferiores de dos formas diferentes:

- agrupando los grupos
- separando los grupos

Comparación de grupos. En segundo lugar, con el objetivo de analizar las posibles diferencias de activación intramuscular entre futbolistas profesionales de distinto nivel de rendimiento y personas físicamente activas, se comparó el %RMS de cada músculo entre cada uno de los grupos de dos formas diferentes:

- agrupando los miembros inferiores
- separando los miembros inferiores

Comparación de músculos. Por último, para valorar la coactivación intramuscular e intermusculares en cuádriceps e isquiotibiales en futbolistas profesionales sin utilizar pruebas adyacentes, se comparó el %RMS de cada músculo dentro de su grupo muscular de cuatro formas diferentes:

- agrupando los miembros inferiores y los grupos
- agrupando los miembros inferiores y separando los grupos
- separando los miembros inferiores y agrupando los grupos
- separando los miembros inferiores y los grupos

Ratio I:C

Comparación de miembros inferiores. Por otro lado, con el objetivo de analizar las posibles diferencias bilaterales de activación intermuscular entre miembro inferior dominante y no dominante en futbolistas profesionales y personas físicamente activas se analizó el ratio I:C RMS entre ambos miembros inferiores de dos formas diferentes:

- agrupando los grupos
- separando los grupos

Comparación de grupos. En segundo lugar, con el objetivo de analizar las posibles diferencias de activación intermuscular entre futbolistas profesionales de distinto nivel de rendimiento y personas físicamente activas se comparó el ratio I:C RMS entre cada uno de los grupos de dos formas diferentes:

- agrupando los miembros inferiores
- separando los miembros inferiores

2.3. Resultados.

Patrón intramuscular

Comparación de miembros inferiores. Al comparar la actividad del miembro inferior dominante (D) y del no dominante (ND) se obtuvo que, al unir los grupos, la interacción *músculo x miembro inferior* fue significativo (lunge, $F_{4,60} = 3.835$, $P = .008$; squat unipodal, $F_{4,58} = 3.277$, $P = .017$; squat bipodal, $F_{4,60} = 1.552$, $P = .199$). Las comparaciones dos a dos mostraron que en el lunge y en el squat unipodal, las diferencias entre miembros inferiores fueron significativas en todos los músculos menos en el RF. En el squat bipodal las diferencias significativas solo se encontraron en los músculos isquiotibiales. Al analizar por separado la comparación de miembros inferiores en cada uno de los grupos, en el lunge y el squat unipodal sólo se obtuvieron diferencias significativas en los activos físicamente. En el squat bipodal, sólo el grupo E2 y AF mostraron diferencias significativas entre miembros inferiores (Tabla 8, 9 y 10).

Tabla 8. Comparación del nivel de activación de cada músculo (%RMS) dentro del patrón intramuscular de su grupo muscular correspondiente entre el miembro inferior D y ND en el lunge.

Muscular correspondiente entre el miembro inferior D y ND en el rango.											
Músculo	E1		E2		E3		AF		Total		
	Media	SD	Media	SD	Media	SD	Media	SD	Media	SD	
D	RF	16.65	6.58	17.14	7.63	16.22	6.00	14.60	9.13	16.14	7.32
	VM	51.16	13.17	55.90	9.14	57.73	7.72	50.49**	12.56	53.79**	11.11
	VL	32.19	9.85	26.96	7.21	26.04	5.09	34.91**	11.08	30.07*	9.22
	BF	37.37	14.82	35.65	12.99	43.30	13.70	37.08	7.82	38.39*	12.68
	ST	62.63	14.82	64.35	12.99	56.70	13.70	62.92	7.82	61.61*	12.68
ND	RF	14.91	7.21	17.28	7.63	16.32	5.36	12.92	4.50	15.33	6.36
	VM	55.08	10.85	57.45	10.57	55.18	10.89	64.00**	6.99	57.93**	10.40
	VL	30.01	8.81	25.27	6.97	28.50	10.05	23.07**	6.74	26.73*	8.54
	BF	44.55	13.47	42.33	13.21	41.27	8.11	44.48	16.14	43.17*	12.84
	ST	55.45	13.47	57.67	13.21	58.73	8.11	55.52	16.14	56.83*	12.84

D: Dominante; ND: No Dominante; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso. SD: Desviación típica (Comparaciones entre D y ND ** p < .01; * p < .05).

Tabla 9. Comparación del nivel de activación de cada músculo (%RMS) dentro del patrón intramuscular de su grupo muscular correspondiente entre el miembro inferior D y ND en el squat unipodal.

Grupo muscular correspondiente entre el miembro inferior D y ND en el squat anatómico.											
Músculo	E1		E2		E3		AF		Total		
	Media	SD	Media	SD	Media	SD	Media	SD	Media	SD	
D	RF	13.30	6.96	12.35	5.76	16.88	5.78	14.97	6.46	14.38	6.35
	VM	50.83	15.04	59.24	9.70	54.07	7.29	52.61**	10.74	54.16**	11.24
	VL	35.87	13.30	28.41	9.15	29.05	6.21	32.42**	10.39	31.45*	10.30
	BF	35.74	9.46	36.87	13.41	45.38	12.86	39.76**	9.87	39.44*	11.84
	ST	64.26	9.46	63.14	13.41	54.62	12.86	60.24**	9.87	60.56*	11.84
ND	RF	13.89	8.49	13.80	5.77	14.33	5.07	12.80	4.63	13.69	6.03
	VM	55.46	12.85	58.97	8.23	56.99	10.52	63.13**	9.49	58.71**	10.57
	VL	30.64	8.57	27.23	7.09	28.68	8.17	24.06**	6.62	27.60*	7.85
	BF	39.52	12.19	37.73	11.29	46.84	19.39	49.62**	14.92	43.53*	15.28
	ST	60.48	12.19	62.27	11.29	53.16	19.39	50.38**	14.92	56.47*	15.28
D: Dominante; ND: No Dominante; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso. SD: Desviación típica (Comparaciones entre D y ND ** p < .01; * p < .05).											

Tabla 10. Comparación del nivel de activación de cada músculo (%RMS) dentro del patrón intramuscular de su grupo muscular correspondiente entre el miembro inferior D y ND en el squat bipodal.

El grupo muscular correspondiente entre el miembro inferior D y ND en el squat o pedana											
Músculo	E1		E2		E3		AF		Total		
	Media	SD	Media	SD	Media	SD	Media	SD	Media	SD	
D	RF	23,81	10,98	16,63*	9,04	24,31	11,33	18,16	5,54	20,77	9,94
	VM	45,13	11,31	57,91	12,60	49,67	10,43	49,56	8,36	50,58	11,56
	VL	31,05	9,51	25,46	9,80	26,02	6,90	32,27**	8,76	28,65	9,13
	BF	45,62	19,21	36,55*	8,78	43,90	14,61	37,63**	8,42	40,97*	13,84
	ST	54,38	19,21	63,45*	8,78	56,10	14,61	62,37**	8,42	59,03*	13,84
ND	RF	19,75	9,28	22,67*	10,55	21,23	8,09	21,79	7,06	21,35	8,73
	VM	50,13	11,64	51,91	12,77	50,34	8,13	54,25	7,85	51,62	10,25
	VL	30,12	9,02	25,42	7,50	28,43	8,81	23,96**	4,81	27,03	7,96
	BF	39,30	16,11	45,32*	10,43	48,26	12,04	50,14**	18,01	45,69*	14,67
	ST	60,70	16,11	54,68*	10,43	51,74	12,04	49,86**	18,01	54,31*	14,67
D: Dominante; ND: No Dominante; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso. SD: Desviación típica (Comparaciones entre D y ND ** p < .01; * p < .05).

En los siguientes gráficos podemos observar de forma visual las diferencias entre ambos miembros inferiores dentro de cada grupo, en cada uno de los ejercicios.

Gráfico 9. Comparación del patrón intramuscular entre el miembro inferior D y ND en cada grupo en el lunge

Gráfico 10. Comparación del patrón intramuscular entre el miembro inferior D y ND en cada grupo squat unipodal.

Gráfico 11. Comparación del patrón intramuscular entre el miembro inferior D y ND en cada grupo en el squat binodal.

Comparación de grupos. A la hora de comparar la actividad muscular en cada ejercicio entre los diferentes grupos, se realizó únicamente agrupando los miembros inferiores, debido a que las diferencias bilaterales se encontraban en el grupo AF. No se encontraron diferencias en la actividad muscular entre grupos (lunge, $F_{12,186} = .999$, $p = .452$; squat unipodal, $F_{12,180} = 1.591$, $p = .097$; squat bipodal, $F_{12,186} = 1.291$, $p = .227$).

Patrón intramuscular general. El efecto músculo resultó significativo (lunge, $F_{4,44} = 2.097E+9$, $p = .000$; squat unipodal, $F_{4,42} = 2.058E+9$, $p = .000$; squat bipodal, $F_{4,45} = 2.865E+9$, $p = .000$), encontrándose por tanto un patrón intramuscular tanto en cuádriceps como en isquiotibiales, que fue consistente en todos los miembros inferiores, en cada ejercicio y grupo. Por parte del cuádriceps, el VM siempre tuvo mayor % de RMS que el VL y este a su vez que el RF. En cuanto a los isquiotibiales, el patrón intramuscular también fue consistente, presentando siempre el ST mayor % de RMS que el BF. Tanto en cuádriceps como en isquiotibiales la mayoría de las diferencias fueron significativas ($p < .01$). Teniendo en cuenta que en los futbolistas profesionales no había diferencias significativas entre ambos miembros inferiores, ni entre cada grupo, se realizó la media de ambos miembros inferiores de los tres grupos de jugadores profesionales en cada ejercicio para obtener el patrón intramuscular general tanto de cuádriceps como de isquiotibiales en cada uno de ellos:

- *Lunge*: C: VM **56%** ± 8.78 , VL **28%** ± 7.04 , RF **16%** ± 5.49 ;

I: BF **41%** ± 9.85 , ST **59%** ± 9.85

Gráfico 12. Patrón intramuscular de cuádriceps e isquiotibiales en el lunge. Promedio de grupos y miembros inferiores.

- *Squat unipodal*: C: VM **56%** ± 9.41 , VL **30%** ± 7.41 , RF **14%** ± 5.17 ;

I: BF **40%** ± 11.72 , ST **60%** ± 11.72

Gráfico 13. Patrón intramuscular de cuádriceps e isquiotibiales en el squat unipodal. Promedio de grupos y miembros inferiores.

- *Squat bipodal*: C: VM **51%** ± 9.56 , VL **28%** ± 7.23 , RF **21%** ± 7.84 ;

I: BF **43%** ± 11.16 , ST **57%** ± 11.16 .

Gráfico 14. Patrón intramuscular de cuádriceps e isquiotibiales en el squat bipodal. Promedio de grupos y miembros inferiores.

Ratio intermuscular

Comparación de miembros inferiores. En cuanto al ratio Intermuscular (I:C), en primer lugar, analizamos la bilateralidad en cada uno de los ejercicios, comparando ambos miembros inferiores tanto con los grupos juntos como diferenciados, y se obtuvieron los siguientes resultados.

Cuando los grupos fueron juntados, el efecto miembro inferior fue significativo solo en lunge (lunge, $F_{1,64} = 5.835$, $p = .019$; squat unipodal, $F_{1,63} = 2.477$, $p = .121$; squat bipodal, $F_{1,63} = 1.338$, $p = .252$), siendo el miembro inferior ND mayor al D. En los demás ejercicios también fue mayor el ND aunque no de manera significativa. Sin embargo, cuando el análisis se realizó con los grupos diferenciados, no se encontraron estas diferencias significativas, aunque en todos los casos el miembro inferior ND seguía siendo mayor con una clara tendencia en el grupo AF en el ejercicio lunge ($p=.060$) (Tablas 11, 12 y 13).

Tabla 11. Comparación del patrón intermuscular (ratio I:C RMS) entre el miembro inferior D y ND en el lunge.

Miembro inferior	E1		E2		E3		AF		Total	
	Media	SD	Media	SD	Media	SD	Media	SD	Media	SD
D	0.15	0.09	0.15	0.06	0.16	0.06	0.18	0.06	0.15	0.07
ND	0.15	0.05	0.19	0.09	0.19	0.11	0.22	0.09	0.18	0.09

D: Dominante; ND: No Dominante. SD: Desviación típica.

Tabla 12. Comparación del patrón intermuscular (ratio I:C RMS) entre el miembro inferior D y ND en el squat unipodal.

Miembro inferior	E1		E2		E3		AF		Total	
	Media	SD	Media	SD	Media	SD	Media	SD	Media	SD
D	0.15	0.05	0.21	0.09	0.22	0.16	0.18	0.08	0.19	0.11
ND	0.18	0.08	0.26	0.11	0.20	0.05	0.21	0.08	0.21	0.09

D: Dominante; ND: No Dominante. SD: Desviación típica

Tabla 13. Comparación del patrón intermuscular (ratio I:C RMS) entre el miembro inferior D y ND en el squat bipodal.

Miembro inferior	E1		E2		E3		AF		Total	
	Media	SD	Media	SD	Media	SD	Media	SD	Media	SD
D	0.18	0.15	0.12	0.06	0.17	0.07	0.15	0.08	0.16	0.10
ND	0.14	0.08	0.17	0.13	0.20	0.09	0.19	0.12	0.17	0.10

D: Dominante; ND: No Dominante. SD: Desviación típica.

En los siguientes gráficos podemos observar de forma visual las diferencias entre ambos miembros inferiores y entre cada grupo en todos los ejercicios:

Gráfico 15. Comparación del patrón intramuscular entre miembro inferior D y ND en cada ejercicio unificando grupos.

Comparación de grupos. El efecto grupo no resultó ser significativo de manera general en ningún ejercicio (lunge, $F_{3,64}=.615$, $p=.608$; squat unipodal, $F_{3,63}=1.064$, $p=.371$; squat bipodal, $F_{3,63}=2.300$, $p=.086$). Solamente en el ejercicio de squat unipodal hubo diferencia entre E1 y E2 ($p=.037$). La comparación del ratio I:C RMS en cada ejercicio entre los diferentes grupos se realizó únicamente agrupando los miembros inferiores, debido a que, como hemos observado anteriormente, no había diferencias entre ambos miembros inferiores. (Tablas XXXVIII, XLII y XLVI en anexos).

Patrón Intermuscular General o ratio I:C. Se encontró un patrón intermuscular (ratio I:C) en todos los miembros inferiores, en cada ejercicio y grupo. Como no se hallaron diferencias entre miembros inferiores, se calculó el valor promedio de ambos. De esta forma, el valor en el lunge fue de $0.17 (\pm.18)$, en el squat unipodal de $0.20 (\pm.10)$ y en el squat bipodal de $0.17 (\pm.10)$. El valor promedio de los tres ejercicios fue de $0.18 (\pm.09)$.

2.4. Discusión.

La presente investigación ha tenido como objetivo analizar la coactivación intramuscular e intermusculares tanto en cuádriceps como en isquiotibiales en futbolistas profesionales, sin utilizar pruebas adyacentes de normalización, teniendo en cuenta el miembro inferior dominante de cada jugador. Para ello se ha pretendido demostrar que: 1) existen diferencias bilaterales en la activación neuromuscular entre el miembro inferior dominante y el no dominante en futbolistas profesionales sanos; 2) existen diferencias en la activación neuromuscular entre futbolistas profesional de diferentes niveles de rendimiento y personas físicamente activas; y 3) existe un patrón intramuscular y un ratio intermuscular de coactivación en cuádriceps e isquiotibiales en futbolistas profesionales que se puede analizar mediante ejercicios funcionales sin utilizar pruebas adyacentes.

Hipótesis 1: Se rechaza que haya diferencias significativas bilaterales en la activación neuromuscular entre el miembro inferior dominante y no dominante en los futbolistas profesionales sanos, y se confirma en personas físicamente activas.

Las posibles diferencias bilaterales entre miembro inferior dominante y no dominante han sido analizadas y detectadas a lo largo de los años en diferentes deportes como el rugby (Bourne et al., 2017), el fútbol australiano (Opar et al., 2015) o el fútbol (Croisier et al., 2008; Fousekis, Tsepis y Vagena, 2010) mediante sistemas de medida de la fuerza isométrica o isocinética. De esta forma, Croisier et al. (2008) en un estudio de tipo prospectivo con una muestra de 462 jugadores profesionales encontró que el 47% de los jugadores tenían algún tipo de desequilibrio muscular al inicio de la temporada. En otro estudio (Fousekis et al., 2010) realizado con 100 jugadores profesionales griegos se observó que el 89% de los sujetos mostraron algún tipo de desequilibrio bilateral de fuerza isocinética extensora o flexora de la rodilla. En el presente estudio, a la hora de analizar el patrón intramuscular entre los diferentes miembros inferiores agrupando a todos los sujetos, se encontraron diferencias

significativas tanto en el grupo muscular del cuádriceps como de los isquiotibiales. Sin embargo, a pesar de que la existencia de desequilibrios bilaterales de fuerza en futbolistas haya sido considerado como algo habitual debido a la tendencia de los jugadores a golpear el balón con una pierna determinada (Navandar, Gulino, Antonio y Navarro, 2013; Nunome, Ikegami, Kozakai, Apriantono y Sano, 2006), cuando en el presente estudio se trató a los grupos de manera individual, solamente se obtuvieron estas diferencias significativas en el grupo AF. Torres et al. (2017) tampoco encontraron diferencias bilaterales de activación EMG entre jugadores de fútbol profesionales. Teniendo en cuenta que los desequilibrios bilaterales de fuerza son uno de los principales factores de riesgo de la lesión de isquiotibiales (Bourne et al., 2017; Croisier et al., 2008; Fousekis et al., 2011; McCall et al., 2015), es posible que en los jugadores profesionales actualmente se intente disminuir las posibles descompensaciones que se producen en los diferentes miembros inferiores a la hora de practicar este deporte (Botton et al, 2016).

Por otro lado, cuando se analizó el ratio intermuscular I:C entre ambos miembros inferiores con los grupos juntos, se encontró que el miembro inferior ND siempre presentaba mayor ratio I:C respecto al D, llegando a ser significativo en el ejercicio de lunge. Sin embargo, cuando el análisis se realizó con los grupos diferenciados, tanto en futbolistas profesionales como en el grupo AF, no se encontraron estas diferencias significativas, aunque en todos los casos el miembro inferior ND seguía siendo mayor con una clara tendencia en el ejercicio lunge en el grupo AF ($p=.060$).

Según varios estudios, el miembro inferior D presenta un mayor número de lesiones musculares (Fousekis et al., 2011; Hagglund et al., 2013). En el primero de los estudios citados analizaron a 100 futbolistas profesionales entre 19 y 27 años y el 57% de las lesiones sin contacto en los músculos isquiotibiales se produjeron en el miembro inferior D. En el otro estudio analizando a 26 equipos europeos entre 2001 y 2010 informaron que del 42% de las

lesiones que afectaron a los isquiotibiales el miembro inferior D fue el más afectado. En el presente estudio, tanto en los futbolistas profesionales como en aquellos participantes que no eran futbolistas, el ratio de activación muscular era ligeramente menor en el miembro inferior D que en el ND en todos los ejercicios, coincidiendo con el miembro más lesionado de los estudios anteriores. Sin embargo, la realidad es que los resultados no han sido significativos.

Los desequilibrios bilaterales de fuerza son uno de los principales factores de riesgo de la lesión de isquiotibiales, sin embargo, la inmensa mayoría de los resultados encontrados en la literatura se han basado en estudios con máquinas isocinéticas. Teniendo en cuenta los resultados de este trabajo, ¿podríamos considerar la disminución o alteración de la activación neuromuscular como un factor de riesgo importante en las lesiones musculares?, ¿habría diferencias entre la activación muscular de aquellos jugadores que tuvieron una lesión posterior y los que no?, ¿y entre el miembro inferior lesionado y el sano?.

Hipótesis 2. Se rechaza que existan diferencias en la activación neuromuscular entre futbolistas profesional de diferentes niveles de rendimiento y personas físicamente activas.

No se observaron diferencias significativas en la activación intramuscular (%RMS) tanto en los músculos isquiotibiales como los cuádriceps entre los futbolistas profesionales. Este es un hallazgo relevante porque muestra que los futbolistas profesionales tienen un patrón de coactivación neuromuscular similar tanto en cuádriceps como en isquiotibiales independientemente de su nivel de rendimiento. De manera similar, la coactivación neuromuscular no fue significativamente diferente entre los grupos de futbolistas y las personas físicamente activas. Por lo tanto, nos encontraríamos ante un patrón intramuscular en cuádriceps e isquiotibiales, que además de ser consistente, es similar en todos los sujetos sanos analizados, sean futbolistas profesionales o no. En la literatura hay algunos estudios que han comparado la activación EMG de futbolistas profesionales de diferentes niveles de

rendimiento y de personas físicamente activas. Onur, Onarici, Ruhi y Ertan (2014) evaluaron la actividad muscular de futbolistas profesionales y de personas físicamente activas durante el salto con contra movimiento y no encontraron tampoco diferencias significativas. Sin embargo, durante el gesto del golpeo de balón sí que se han hallado diferencias de los patrones de activación encontrándose mayores niveles de activación en futbolistas profesionales en comparación con los no profesionales, obteniendo los datos de manera relativa en función del valor en la CVIM (Onur et al., 2011). En otro estudio, Oliveira y Gonçalves (2009) compararon la activación muscular en miembros inferiores, concretamente en los músculos VL, RF, BF y ST, entre futbolistas profesionales y no futbolistas en ejercicios de contracción isométrica máxima, tanto en su función de agonista (RMS) como de antagonista (% RMS normalizado en base a sus valor de agonista). Realizaron la medición en cuatro momentos: extensión de rodilla en 45° y en 90°; y flexión de rodilla en 45° y en 90°. Para el cálculo del ratio dividieron la EMG de los extensores de rodilla (Recto Femoral y Vasto Lateral) con la EMG de los flexores (Bíceps Femoral y Semitendinoso), en todas las combinaciones. Los futbolistas presentaron en algunos casos mayores RMS de activación agonista y menor activación de antagonista que los no jugadores, sin embargo en cuanto al ratio EMG I:C no hubo diferencias entre ambos grupos, coincidiendo con nuestro estudio a pesar de que la metodología es muy diferente, ya que normalizaron los valores en fase antagonista sobre la CVIM de agonista.

Es importante tener en cuenta estas diferencias de metodología debido a que la mayoría de los estudios comparan el RMS en valores absolutos o relativos a la CVIM, sin embargo en el presente estudio esta normalización es el valor RMS del músculo en relación al total de su grupo muscular. Esto podría explicar porque las coincidencias aparecen solamente en el ratio I:C EMG donde la metodología es similar.

Hipótesis 3: se afirma que existe un patrón intramuscular y un ratio intermuscular de coactivación en cuádriceps e isquiotibiales en futbolistas profesionales que se puede analizar mediante ejercicios funcionales sin utilizar pruebas adyacentes.

Los futbolistas profesionales tienen un patrón de coactivación intramuscular específico tanto en cuádriceps como en isquiotibiales, al igual que un patrón intermuscular I:C hallado con EMG en ejercicios funcionales de fuerza sin utilizar pruebas de normalización adyacentes. Respecto al primer grupo muscular, el patrón corresponde al encontrado por otros autores que sí utilizaron la EMG junto a la CVIM (Alkner et al., 2000; Carvalho et al., 2014; Isear, Erickson y Worrell, 1997; Torres et al., 2017), siendo el VM el que mayor activación tiene en todos los ejercicios, seguido del VL y por último en RF. A la hora de comprar los datos de estos estudios con el nuestro, solamente podemos hacerlo de manera cualitativa, es decir, indicando que músculo se activa más o menos. En ningún caso podemos comparar los valores de % porque en dichos estudios estos valores significan el %RMS en la prueba o ejercicio respecto al RMS de una prueba adyacente de contracción máxima. De esta forma miden cuánto se activaba un músculo en relación a la activación de la prueba máxima. Sin embargo, no se ha medido la relación en la activación de cada músculo en función de su grupo muscular, lo que podría significar cuánto se tiene que activar cada músculo de un grupo muscular para completar el trabajo mecánico de dicho grupo. Para terminar de aclarar este punto, un músculo, por ejemplo el VL, puede tener un RMS en una prueba máxima de 50 RMS y en un ejercicio funcional de 25 RMS. Dicho músculo estaría activándose en el ejercicio funcional al 50% de la prueba máxima. Pero este valor no indica que este VL esté activándose al adecuado % respecto al cuádriceps, lo que podría afectar directamente en la activación de otros músculos del mismo grupo muscular, como es el caso del RF o VM.

En cuanto al grupo muscular de los isquiotibiales, en el presente trabajo, el ST es el que mayor activación presenta respecto al BF, al igual que estudios anteriores (Bourne et al.,

2017; Harput, Soylu, Ertan, Ergun y Mattacola, 2014; Torres et al., 2017), presentando en la mayoría de los casos diferencias significativas. Debemos de tener en cuenta también lo mencionado anteriormente sobre la metodología utilizada a la hora de comparar los resultados de los diferentes estudios y el nuestro. Del mismo modo, hay que tener presente el ejercicio que utilizamos para medir el patrón. De esta forma, Bourne et al. (2017) que también obtiene un patrón similar en el ejercicio de lunge, indica que dependiendo del ejercicio el patrón podrá ser diferente. Tanto el patrón del cuádriceps como el de los isquiotibiales puede ser utilizado para valorar el equilibrio intramuscular en un jugador de fútbol a lo largo de la temporada, utilizando los mismos ejercicios y metodología del presente estudio.

Por otro lado, también se ha encontrado un ratio intermuscular I:C consistente, indiferentemente de que se analizara juntando o diferenciando los miembros inferiores y los grupos. El valor hallado fue $0.18 (\pm 0.09)$. A la hora de comparar este valor con los hallados en la bibliografía, nos encontramos ante una variedad muy notable de resultados. De esta forma, Taj y Chatterjee, (2015) analizaron a jugadores de fútbol con varios ejercicios entre los cuales se encontraba el lunge, el único ejercicio similar al de nuestro estudio. El ratio I:C mostrado en dicho ejercicio también fue de 0.2. Begalle et al. (2012) presenta un ratio de I:C para el lunge de 0.1 y para el squat unipodal de 0.2. Harput et al (2014) también analizaron el ratio I:C en varios ejercicios de fuerza, entre los que se encontraba el lunge. El ratio obtenido fue de 0.5 aunque utilizaron una superficie inestable en el miembro inferior adelantado, por lo que este podría ser un factor determinante a la hora de presentar una mayor activación por parte de los isquiotibiales. Torres et al. (2017) en su estudio también encontraron un ratio de 0.5 en los ejercicios de lunge y squat unipodal. Youdas, Hollman, Hitchcock, Hoyme y Johnsen (2007) reporta un ratio I:C de hasta 2.52, sin embargo en dicho estudio utilizaron los músculos de recto femoral e isquiotibiales. Como podemos ver, los resultados varían de unos estudios a otros. Esto puede ser debido a múltiples factores. Por un lado, los resultados de actividad

muscular dependen fuertemente de cómo se ha realizado el ejercicio, del tipo de muestra empleada y de la carga utilizada (Farrokhi et al., 2008). Según este autor, por ejemplo en el caso del lunge, los resultados de EMG dependen de la posición del tronco respecto a la vertical demostrándose que cuando el tronco está inclinado hacia delante la activación de los isquiotibiales aumenta. Por otro lado, la metodología utilizada para analizar este ratio I:C también interfiere en los resultados. De esta forma, todos los estudios encontrados en la bibliografía determinan dicho ratio a partir de los % de RMS en relación a una CVIM, muy diferente a la metodología que proponemos en el presente estudio, realizando el ratio I:C a partir de los valores absolutos de RMS en cada ejercicio. Por último, la determinación de qué músculos medir para calcular dicho ratio también determina el valor del mismo.

Teniendo en cuenta, por una lado, la importancia de la valoración del ratio I:C a lo largo de los años por diferentes autores para el análisis del riesgo de lesión (Cooms y Garbutt, 2002; Croisier et al., 2008; Felici et al., 2001; Fousekis et al., 2011; Oliveira y Goncalvez, 2009; Opar et al., 2013a; Van Dyk et al., 2016), y, por otro, la variabilidad de los resultados presentados en los diferentes estudios dependiendo de varios factores mencionados anteriormente, como la metodología, la muestra, etc., consideramos que los resultados encontrados en este trabajo muestran un patrón intramuscular muy consistente basado en ejercicios funcionales claramente definidos y de fácil utilización durante el entrenamiento, sin la utilización de una prueba de normalización adyacente. Creemos que esto puede ser de gran interés para los profesionales del ámbito del entrenamiento en fútbol como un método para la valoración de la coactivación neuromuscular. La relación entre el patrón de activación neuromuscular de un futbolista y su mayor o menor riesgo de lesión muscular creemos que es una línea de investigación muy interesante para futuras investigaciones con el objetivo de determinar posibles alteraciones en la activación neuromuscular y su asociación con el riesgo de lesión.

2.5. Conclusiones.

En el siguiente apartado se presentan las principales conclusiones del primer estudio de la presente Tesis doctoral, vinculadas a los objetivos de esta investigación.

En primer lugar no se han encontrado diferencias entre la activación muscular tanto en cuádriceps como en isquiotibiales del miembro inferior dominante y del no dominante en futbolistas profesionales de distintos niveles de rendimiento, y sí en personas físicamente activas. Esto es un hallazgo importante a la hora de valorar los equilibrios de activación neuromuscular entre los diferentes miembros inferiores de los futbolistas.

En segundo lugar, no se han encontrado diferencias entre la activación muscular de los futbolistas profesionales de diferentes niveles de rendimiento y de las personas físicamente activas. Por lo tanto, a la hora de analizar a futbolistas de cualquier nivel de rendimiento de los presentes en esta investigación, podemos utilizar los resultados del presente estudio como datos de referencias o como valores de comparación.

Y por último, podemos concluir que existe un patrón intramuscular de coactivación consistente tanto en cuádriceps como en isquiotibiales que se pueden determinar mediante la valoración de EMG en tres ejercicios pruebas adyacentes de normalización. De la misma forma, existe un ratio de coactivación intermuscular I:C de 0.2 en futbolistas profesionales que se mantiene independientemente de la categoría y puede ser valorado mediante tres ejercicios funcionales. Estos datos pueden servir a profesionales del entrenamiento y valoración en el fútbol como valores de referencias o de comparación.

III

VALORACIÓN DEL PATRÓN
INTRAMUSCULAR Y RATIOS I:C
CON EMG EN FUTBOLISTAS
PROFESIONALES CON Y SIN
LESIÓN A POSTERIOR.

3.1. Introducción.

Una vez analizado el patrón de coactivación neuromuscular tanto a nivel intramuscular como intermuscular en cuádriceps e isquiotibiales utilizando la EMG, el siguiente paso es estudiar si existe alguna relación entre estos patrones y un mayor riesgo de sufrir una lesión muscular.

Como ya hemos citado en el marco teórico del presente trabajo, se ha demostrado que una lesión muscular puede originar una alteración en la actividad eléctrica del músculo (Opar et al., 2013a; Sole et al., 2011), así como modificaciones en los instantes de activación durante “weight-bearing task” (Sole et al., 2012). Sin embargo, no hemos encontrado estudios que hayan valorado a los sujetos, o futbolistas en este caso, antes de tener determinada lesión. Autores como Sole et al. (2011) se han centrado en el estudio de la inhibición neuromuscular que pueden sufrir los músculos después de una lesión, indicando que se reduce la activación del músculo previamente lesionado, en especial durante las acciones excéntricas y en longitudes musculares más largas. La posibilidad de que la inhibición neuromuscular de los isquiotibiales sea un factor de riesgo de lesión no se había estudiado hasta el momento (Fyfe et al., 2013).

Las lesiones en los isquiotibiales son muy dolorosas y este dolor puede volverse crónico, particularmente en deportistas con lesiones recurrentes (Brughelli et al., 2009; Croisier et al., 2002). Se conoce que el dolor articular y muscular induce respuestas neuronales agudas, que pueden reducir la fuerza, reducir la activación de los agonistas, aumentar la actividad antagonista, reducir la resistencia muscular y alterar los patrones de coordinación durante las acciones estáticas y dinámicas (Diederichsen et al., 2009; Graven-Nielsen y Arendt-Nielsen, 2008, 2010; Henriksen et al., 2007). La reducción de la activación voluntaria de los músculos lesionados sirve para reducir la carga en el músculo poco después de la lesión. Sin embargo, el dolor muscular también tiene el potencial de causar adaptaciones

crónicas dentro del sistema nervioso central tanto a nivel espinal como supraespinal (Graven-Nielsen y Arendt-Nielsen, 2010; Mense, 2003). Algunos de estos cambios podrían limitar la capacidad de activar voluntariamente los músculos lesionados, pudiendo ser una de las causas o simplemente el resultado de la lesión (Opar et al., 2012). Siguiendo esta línea de investigación, Opar et al. (2013a) y Daly, Persson, Twycross-Lewis, Woledge y Morrissey (2016) comprobaron que la actividad eléctrica del bíceps femoral en futbolistas con una lesión previa en dicho músculo era de menor intensidad que en aquellos jugadores sin lesión previa. Hasta el momento se ha demostrado que la activación del músculo previamente lesionado, en especial del bíceps femoral (Daly et al., 2016; Opar et al., 2013b; Sole et al., 2011), se ve reducida respecto al músculo sin lesión previa, pero no se han analizado los patrones neuromusculares en futbolistas antes de tener una lesión de este tipo. Sin embargo, en cuanto a la lesión de LCA, sí se han estudiado los desequilibrios de activación en cuádriceps e isquiotibiales o desequilibrios bilaterales entre miembro inferior dominante y no dominante como factores de riesgo. En esta línea, diferentes estudios afirman que una excesiva activación predominante del cuádriceps en acciones de recepción del salto y/o cambios de dirección y aceleración respecto a los isquiotibiales aumenta el riesgo de lesión (Griffin et al., 2006; Hewett, Myer, Ford, 2006; Hewett, Paterno, Myer, 2002). De la misma forma, otros autores identifican el desequilibrio bilateral de activación neuromuscular como factor de riesgo de la lesión de LCA, concluyendo que el miembro inferior no dominante presenta menor activación y mayor riesgo de lesión (Fort et al, 2009; Ross, Guskiewicz, Prentice, Schneider y Yu, 2004).

En resumen, no se han comparado los patrones intramusculares y/o los ratios de coactivación neuromuscular en cuádriceps e isquiotibiales en futbolistas profesionales con y sin lesión a posterior sin utilizar pruebas adyacentes de normalización. De la misma forma, no se han comparado estos patrones entre el miembro inferior con lesión de isquiotibiales a

posterior y sin lesión. Por lo tanto, el principal objetivo de esta segunda parte del trabajo es analizar los patrones intramusculares de isquiotibiales y los ratios intermusculares de coactivación entre cuádriceps e isquiotibiales en futbolistas profesionales con lesión a posterior tanto en el miembro inferior lesionado como en el sano, y compararlo con futbolistas sin lesión a posterior. Las hipótesis de esta segunda investigación son: 4) existen diferencias de activación neuromuscular entre el miembro inferior con y sin lesión a posterior en los futbolistas profesionales. 5) Existen diferencias de coactivación neuromuscular entre los jugadores que se lesionan en isquiotibiales y los que no.

3.2. Material y métodos.

3.2.1. Diseño del estudio.

Para la realización de esta segunda parte del trabajo, se utilizó la misma toma de datos que para la primera, cogiendo únicamente a dos equipos de futbolistas, grupos E1 y E3, ya que fueron los únicos que nos facilitarnos el registro de lesiones de toda la temporada. Se utilizó un diseño transversal prospectivo (Thomas y Nelson, 2007) en el que todos los participantes realizaron tres ejercicios funcionales de fuerza mientras se registraban mediciones de EMG en los músculos recto femoral (RF), vasto medial (VM) y vasto lateral (VL) por parte de los cuádriceps (C); y bíceps femoral (BF) y semitendinoso (ST) por parte de los isquiotibiales (I). La toma de datos se realizó dentro del período competitivo de estos equipos, entre los días de finales de noviembre y principios de diciembre de 2014 (ver cronograma). El orden y las pautas en la realización de los ejercicios siempre fue el mismo. Para cada grupo se necesitaron 4 días registrando entre cuatro y cinco participantes cada día. El horario de los registros de los datos siempre fue entre las 10.00 y las 11.00 am.

2014	LUNES	MARTES	MIÉRCOLES	JUEVES	VIERNES	SÁBADO	DOMINGO
	3	4 E3	5 E3	6 E3	7	8	9
	10	11 E3	12	13 E1	14	15	16
	17	18 E1	19 E1	20	21	22	23
	24	25	26 E1	27	28	29	30

Gráfico 16. Calendario de la toma de datos. Estudio 2

3.2.2. Sujetos.

Diecisiete (17) futbolistas varones (edad= 27.2 ± 5.3 años ; estatura= 1.84 ± 0.41 m; peso= 74.1 ± 4.3 kg) pertenecientes a la primera división española, y diecisiete (17) futbolistas varones (edad= 18.3 ± 0.9 años, estatura= 1.80 ± 0.51 m, peso= 71.5 ± 5.7 kg) pertenecientes a la liga española división de honor juvenil durante la temporada 2015/16, fueron evaluados mediante tres ejercicios funcionales de fuerza diseñados previamente. Todos ellos firmaron un consentimiento informado aprobado por el comité de ética de la Universidad Politécnica de Madrid. Además, tanto los respectivos clubes deportivos como el Departamento de Salud y Rendimiento Humano de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (INEF) de la Universidad Politécnica de Madrid aprobaron el estudio firmando un acuerdo con fecha de 3 de Noviembre de 2014.

3.2.3. Procedimientos.

Grupos. Los sujetos fueron clasificados en dos grupos en función de si habían tenido lesión muscular en isquiotibiales (grado I o II) durante los 7 meses siguientes a la toma de datos (LES) siendo 8 futbolistas (5 tuvieron lesión en bíceps femoral y 3 en semitendinoso), y los que no (NLES) siendo 22. Los futbolistas que presentaron lesión en el cuádriceps fueron excluidos del estudio (4 sujetos).

Variables. En la realización del estudio se analizaron dos variables dependientes (VD). Para el estudio del patrón intramuscular se utilizó el %RMS (Root Mean Square o Raíz Media Cuadrática), y para el estudio del ratio intermuscular se utilizó el *ratio I:C RMS*.

Por otro lado se eligieron tres variables independientes (VI) con sus respectivos niveles: el *grupo*, con 2 niveles (LES y NLES), el *miembro inferior*, con 2 niveles (miembro inferior lesionado (MIL) y no lesionado (MINL), y el *músculo*, con 2 niveles (BF y ST).

Aunque nos refiramos al miembro inferior con lesión a posterior como lesionado, hay que tener en cuenta que a la hora del registro de los datos no estaba lesionado. Le ponemos esta etiqueta para diferenciar entre los que se lesionaron a posterior y los que no.

Protocolo de registro. Como ya hemos mencionado al principio de la sección de material y métodos, el registro de los datos fue el mismo que para el estudio anterior. En primer lugar cada individuo era informado del estudio en el que iba a participar como sujeto voluntario, firmando un consentimiento informado. A continuación se preparaba la piel de los sujetos frotándola con algodón mojado por alcohol sanitario (96°) y depilando la zona donde se colocaría el electrodo. Posteriormente se procedía a determinar con la máxima exactitud posible la posición de los electrodos. Para ello se utilizó el protocolo descrito en la literatura SENIAM® (Hermens y Freriks, 1997), en el cuál se indica el vientre muscular como punto óptimo de colocación de los sensores para la mayoría de músculos del cuerpo, y en concreto para los cinco músculos estudiados en el presente estudio. Para la orientación del sensor se utilizó el estudio de Ramírez y Garzón (2008), en el cual se indica la orientación óptima de los sensores para estos músculos.

Una vez marcados los puntos corporales donde posteriormente se colocaran los electrodos, se pasó a la realización del calentamiento comenzando con 2 minutos de movilidad articular de cadera y rodilla, seguidos de 10 minutos de pedaleo en una bici estática Technogym® a una intensidad que los ejecutantes consideraban ‘moderada’ según escala de Borg modificada (Borg y Kaijser, 2006), manteniendo 70 rpm. Suponiendo un tiempo total de calentamiento aproximado de 12 minutos. Posteriormente se colocaron los electrodos con cinta de doble cara encima de cada vientre muscular en la dirección de las fibras musculares. Uno de ellos fue colocado en la zona lumbar para utilizarlo como acelerómetro, y de esta forma determinar los instantes de inicio y final en cada repetición. A continuación se pasó a la familiarización de los ejercicios por parte del sujeto con 2 repeticiones, a la vez que se

confirmaba en el software que todos los electrodos estaban registrando con exactitud. El sistema de EMG que se utilizó para el registro de los datos fue el EMG Trigno Wireless Delsys® con electrodos de plata de doble diferencial, activos y con referencia en el mismo sensor, que gracias a ser portátil e inalámbrico, permitió a los sujetos una gran libertad de movimiento. Seguidamente a ello, se comenzó a realizar el primer ejercicio. Se eligieron los dos ejercicios que utilizaron Torres et al. (2017), el lunge y el squat unipodal con apoyo atrás de la contralateral, y el squat bipodal utilizado por Fauth et al. (2010) en su estudio. En los dos primeros ejercicios se utilizó una carga del 30% respecto al peso corporal, siguiendo la metodología de los dos estudios mencionados. Todos los sujetos realizaron los ejercicios en el mismo orden y con las mismas pautas (ver Estudio 1 del presente trabajo).

Gráfico 17. Protocolo del registro de datos. Estudio 2

Procesamiento de los datos. Para el procesamiento de los datos se utilizó el Software Delsys EMGworks Analysis 4.1.1.0 (1998-2013, Delsys)® y se siguió el siguiente protocolo. En primer lugar se determinó los instantes de inicio y final de cada repetición en cada ejercicio a través de los datos de acelerometría incluidos en el sensor. Posteriormente se eliminó el Offset, se realizó el filtrado de la señal de clase Butterworth, de orden 2 y paso de banda entre 20 y 300 Hz. A continuación se calculó el RMS, forma común de expresar el valor efectivo del voltaje o corriente alterna, que produce el mismo efecto de disipación de calor que su equivalente de voltaje o corriente directa (Alexander y Sadiku, 2012). Todos los valores fueron expresados en $10^{-5}V$. Se utilizó una ventana de 0.05 s y un solapamiento de 0.025 s. Mismo procedimiento que el utilizado por otros autores como Taj y Chatterjee (2015), pero en este caso eligiendo una ventana más pequeña para tener mayor precisión en los datos. Se cogieron todos los valores absolutos de RMS de cada repetición.

$$RMS = \sqrt{\frac{V_1^2 + V_2^2 + V_3^2 + \dots + V_n^2}{n}}$$

Según De Luca (1997) el RMS es una forma útil de medir la amplitud de la señal. Para señales EMG detectadas durante las contracciones voluntarias, el valor RMS es apropiado, ya que representa la potencia de la señal y por lo tanto tiene un significado físico claro. A continuación se seleccionaron las tres repeticiones centrales, eliminando así la primera y quinta repetición. De las tres obtenidas se realizó la media y fue el valor de RMS utilizado. Una vez hallado los valores absolutos de RMS para cada músculo se sumaron los del RF, VM y VL por un lado, para obtener el valor total de los cuádriceps; y los del BF y ST por otro lado, para obtener el valor total de los isquiotibiales. Este dato de cada grupo muscular representaría el 100% de RMS de ese grupo muscular. A partir de dicho valor se calculó el tanto por ciento perteneciente a cada músculo (RF, VM, VL por parte del C, y BF, ST por

parte de los I), y de esta forma poder analizar el patrón intramuscular de cada grupo muscular. Para el análisis de esta parte del trabajo solo se tuvo en cuenta el patrón intramuscular de los isquiotibiales. Por otro lado, se utilizó el valor total de los cuádriceps y el total de los isquiotibiales de cada miembro inferior para hallar el ratio I:C RMS, dividiendo el RMS total de I entre el RMS total de C.

Gráfico 18. Procedimiento del análisis de la señal de EMG. Estudio 2

Análisis estadístico. Para realizar el análisis estadístico se utilizó el software IMB® SPSS® Statistics (Version 20). Como hemos visto anteriormente, las variables independientes fueron tres: el *grupo* (2 niveles – L / N), el *miembro inferior* (2 niveles – MIL / MINL) y el *músculo* (2 niveles – BF, ST). Por otra parte, las variables dependientes analizadas fueron dos: el *ratio I:C RMS* y el *%RMS*. Se realizó la prueba de Levene para comprobar la homogeneidad de las varianzas. (Tabla XCVII en anexos).

Con el objetivo de comparar el %RMS de cada músculo de cada miembro inferior en cada uno de los grupos, se realizó una ANOVA de tres factores. El factor independiente fue la variable *Grupo* (2 niveles), un factor dependiente (medidas repetidas) fue la variable *músculo*

(2 niveles) y el otro factor dependiente (medidas repetidas) fue la variable *miembro inferior* (2 niveles). ANOVA *grupo (2) x músculo (2) x miembro inferior (2)* medidas repetidas. Este proceso se repitió de forma separada para cada uno de los tres ejercicios.

Por otro lado, con el fin de comparar el ratio I:C de cada miembro inferior en cada uno de los grupos se realizó una ANOVA de dos factores. El factor independiente fue la variable *grupo* (2 niveles) y un factor dependiente (medidas repetidas) fue la variable *miembro inferior* (2 niveles). ANOVA *grupo (2) x miembro inferior (2)* medidas repetidas. Este proceso se repitió de forma separada para cada uno de los ejercicios.

3.3. Resultados.

Patrón intramuscular

Comparación de miembros inferiores. Al comparar el patrón intramuscular del miembro inferior lesionado a posterior y del no lesionado en el grupo de los lesionados se obtuvo que la interacción *músculo x miembro inferior* no fue significativa en ninguno de los ejercicios (lunge, $F_{1,28}=0.943$, $p=0.340$; squat unipodal, $F_{1,28}=0.010$, $p=0.922$; squat bipodal, $F_{1,28}=2.921$, $p=0.098$). Los dos miembros inferiores presentaban patrones intramusculares similares tanto en el que se lesionó a posterior como el que no (tablas 14, 15 y 16), aunque sí es cierto que en todos los ejercicios el BF del miembro inferior que se lesionó a posterior presentaba una ligera tendencia de mayor activación (%RMS) y el ST de menor activación respecto al miembro inferior que no se lesionó.

Comparación de grupos. A la hora de comparar el patrón intramuscular en cada ejercicio entre los dos grupos se realizó separando los miembros inferiores en el grupo de los lesionados y promediándolos en los no lesionados, debido a que, como comprobamos en el primer estudio de este trabajo, no había diferencias significativas entre ambos en los futbolistas. Los resultados indicaron que en el

ejercicio squat unipodal se encontraron diferencias significativas entre ambos grupos, tanto en el miembro inferior lesionado a posterior como en el no lesionado, debido a la alteración del patrón en el grupo de los lesionados. En los ejercicios lunge y squat bipodal no se encontraron diferencias significativas (lunge, $F_{1,28}=1.346$, $p=.256$; squat unipodal, $F_{1,28}=13.254$, $p=.001$; squat bipodal, $F_{1,28}=.491$, $p=.489$) (Tablas 14, 15 y 16).

Tabla 14. Comparación del patrón intramuscular de isquiotibiales entre futbolistas con lesión a posterior y sin lesión a posterior en el lunge. (%RMS)

Miembro inferior	Músculo	Lesionados		No Lesionados	
		Media	SD	Media	SD
MIL	BF	46.87	10.71	40.14	14.63
	ST	53.13	10.71	59.19	8.03
MINL	BF	43.52	12.61	40.14	14.63
	ST	56.48	12.61	59.19	8.03

L: Miembro Inferior Lesionado; NL: Miembro Inferior No Lesionado; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso. SD: Desviación típica (Comparaciones entre “Lesionados” y “No lesionados” ** $p < .01$; * $p < .05$).

Tabla 15. Comparación del patrón intramuscular de isquiotibiales entre futbolistas con lesión a posterior y sin lesión a posterior en el squat unipodal. (%RMS).

Miembro inferior	Músculo	Lesionados		No Lesionados	
		Media	SD	Media	SD
MIL	BF	52.60**	17.13	38.08**	8.54
	ST	47.40**	17.13	61.92**	8.54
MINL	BF	52.14**	18.39	38.08**	8.54
	ST	47.86**	18.39	61.92**	8.54

L: Miembro Inferior Lesionado; NL: Miembro Inferior No Lesionado; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso. SD: Desviación típica (Comparaciones entre “Lesionados” y “No lesionados” ** $p < .01$; * $p < .05$).

Tabla 16. Comparación del patrón intramuscular de isquiotibiales entre futbolistas con lesión a posterior y sin lesión a posterior en el squat bipodal. (%RMS).

Miembro inferior	Músculo	Lesionados		No Lesionados	
		Media	SD	Media	SD
MIL	BF	51.07	19.07	44.07	11.49
	ST	48.93	19.07	55.93	11.49
MINL	BF	44.55	20.36	44.07	11.49
	ST	55.45	20.36	55.93	11.49

L: Miembro Inferior Lesionado; NL: Miembro Inferior No Lesionado; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso. SD: Desviación típica (Comparaciones entre “Lesionados” y “No lesionados” ** $p < .01$; * $p < .05$).

En los siguientes gráficos podemos observar de forma visual las diferencias entre ambos miembros inferiores tanto en el grupo de futbolistas que sufrieron lesión muscular a posterior y los que no, en cada uno de los ejercicios.

Gráfico 19. Comparación del patrón intramuscular en miembros inferiores de cada grupo en el lunge.

Gráfico 20. Comparación del patrón intramuscular en miembros inferiores de cada grupo en el squat unipodal.

Gráfico 21. Comparación del patrón intramuscular en miembros inferiores en cada grupo en el squat bipodal.

Ratio intermuscular

Comparación de miembros inferiores. En cuanto al ratio intermuscular (ratio I:C RMS) no se encontraron diferencias significativas al analizar la bilateralidad en cada uno de los ejercicios, comparando ambos miembros inferiores en el grupo de los que se lesionaron a posteriori. El efecto miembro inferior no fue significativo en ninguno de los ejercicios (lunge, $F_{1,28}=1.200$, $p=.283$; squat unipodal, $F_{1,28}=.108$, $p=.745$; squat bipodal, $F_{1,63}=1.678$, $p=.206$). (Tablas 17, 18 y 19).

Comparación de grupos. La comparación del ratio I:C en cada ejercicio entre los dos grupos se realizó con los miembros inferiores del grupo de lesionados separados y con los del grupo sano promediando ambos. No se encontraron diferencias significativas entre ambos grupos. El efecto grupo no resultó ser significativo (lunge, $F_{1,28}=.880$, $p=.356$; squat unipodal, $F_{1,28}=.079$, $p=.781$; squat bipodal, $F_{1,28}=1.231$, $p=.277$) (Tablas 17, 18 y 19).

Tabla 17. Comparación del ratio intermuscular I:C entre los futbolistas con lesión a posterior y sin lesión a posterior en el lunge. (ratio I:C)

Miembro inferior	Lesionados		No Lesionados	
	Media	SD	Media	SD
MIL	0.18	0.08	0.16	0.06
MINL	0.21	0.13	0.16	0.06

L: Miembro Inferior Lesionado; NL: Miembro Inferior No Lesionado. (Comparaciones entre MIL y MINL ** $p < .01$; * $p < .05$).

Tabla 18. Comparación del ratio intermuscular I:C entre los futbolistas con lesión a posterior y sin lesión a posterior en el squat unipodal. (ratio I:C)

Miembro inferior	Lesionados		No Lesionados	
	Media	SD	Media	SD
MIL	0.18	0.06	0.19	0.09
MINL	0.19	0.09	0.19	0.09

L: Miembro Inferior Lesionado; NL: Miembro Inferior No Lesionado. (Comparaciones entre MIL y MINL ** $p < .01$; * $p < .05$).

Tabla 19. Comparación del ratio intermuscular I:C entre los futbolistas con lesión a posterior y sin lesión a posterior en el squat bipodal. (ratio I:C)

Miembro inferior	Lesionados		No Lesionados	
	Media	SD	Media	SD
MIL	0.21	0.16	0.16	0.07
MINL	0.18	0.09	0.16	0.07

L: Miembro Inferior Lesionado; NL: Miembro Inferior No Lesionado. (Comparaciones entre MIL y MINL ** $p < .01$; * $p < .05$).

3.4. Discusión.

Hipótesis 4: se rechaza que existen diferencias de activación neuromuscular entre el miembro inferior con lesión a posterior y sin lesión en los futbolistas.

Ya sabemos que una lesión muscular puede originar una alteración en la actividad eléctrica del músculo (Opar et al., 2013a; Sole et al., 2011), así como modificaciones en los instantes de activación durante “weight-bearing task” (Sole et al., 2012). Sin embargo, no hemos encontrado estudios que hayan valorado a los futbolistas antes de tener la lesión para analizar si dicha alteración puede afectar sobre el riesgo de tener la lesión, o es la propia lesión la que genera esta alteración del patrón neuromuscular. De la misma forma, algunos autores afirman que el desequilibrio de fuerza bilateral ha jugado un papel fundamental en las lesiones deportivas (Croisier et al., 2002; Newton et al., 2006), mientras que otros estudios han concluido que no existe una relación entre el desequilibrio de bilateral de fuerza y la ocurrencia de lesiones en isquiotibiales (Brockett, Morgan y Proske, 2004). En la literatura no hay evidencia clara de si las lesiones musculares causan desequilibrio o si el desequilibrio de fuerza favorece el riesgo de lesión muscular, tanto a nivel de fuerza como de activación neuromuscular (Isik, Unlu, Batin, Aslanyurek y Bereceli, 2018).

En el presente estudio, el patrón de activación intramuscular de los isquiotibiales y el ratio intermuscular I:C RMS, tanto del miembro inferior que sufrió una lesión en los siguientes siete meses después de la toma de datos como del que no se lesionó, fue estadísticamente similar. En ninguno de los tres ejercicios hubo diferencias significativas entre ambos miembros inferiores. Sin embargo, sí es cierto que en todos los ejercicios el BF del miembro inferior que se lesionó a posterior presentaba una ligera tendencia de mayor activación (%RMS) y el ST de menor activación respecto al miembro inferior que no se lesionó.

No podemos comparar estos resultados con ningún otro estudio debido a que no hemos encontrado evidencia sobre análisis prospectivos en lesiones musculares de isquiotibiales con EMG. Todos ellos han evaluado el músculo después de haber tenido la lesión. Sin embargo, teniendo en cuenta los resultados de la primera parte de este trabajo, en el cual los futbolistas profesionales no presentaban diferencias en cuanto al patrón de activación muscular en un miembro inferior y otro, podríamos hacernos dos preguntas. ¿Es el mismo patrón que en los jugadores sin lesión posterior?, o ¿tenían un patrón alterado en ambos miembros inferiores?

Hipótesis 5: se confirma que existen diferencias de coactivación neuromuscular entre los jugadores que se lesionan en isquiotibiales y los que no.

Según varios estudios se ha comprobado que jugadores con lesión previa en el bíceps femoral mostraban una disminución de la fuerza y de la activación EMG en dicho músculo en relación a los jugadores que no tenían lesión previa, en contracciones excéntricas (Daly et al. 2016; Opar et al. 2013a) y en longitudes musculares más largas (Sole et al, 2011), lo que sugirieron un cambio en el control neuromuscular. Como ya explicamos en la discusión del estudio 1 del presente trabajo, en estos estudios se mide el %RMS de uno o varios músculos en una prueba o ejercicio respecto al RMS de una prueba adyacente de contracción máxima. De esta forma se puede medir cuánto se activaba un músculo en relación a la activación de la prueba máxima, pero no se mide la activación necesaria de cada músculo en función de su grupo muscular, lo que significa cuánto se tiene que activar cada músculo para completar el trabajo mecánico por su respectivo grupo muscular, y si esto podría ser un factor de riesgo por una excesiva activación de otro músculo adyacente dentro del mismo grupo muscular. Además, no se han encontrado estudios que analicen la activación o RMS de futbolistas o atletas con lesión de isquiotibiales antes de que se produzca la lesión.

En nuestro estudio, a la hora de comparar el ratio intermuscular I:C RMS en futbolistas con y sin lesión a posterior, no se encontraron diferencias en ninguno de los ejercicios, ni en

los bipodales como el lunge y el squat bipodal, ni en unipodal como el squat unipodal. Sin embargo, a la hora de analizar el patrón intramuscular de isquiotibiales en futbolistas con lesión posterior, si se encontró un patrón alterado respecto a los que no tuvieron lesión, con diferencias significativas en el ejercicio unipodal, y con tendencia en los otros dos ejercicios. Si en la primera parte de este trabajo podíamos comprobar que existía un patrón de activación intramuscular en isquiotibiales de aproximadamente 40% BF y de 60% ST, a la hora de analizar a los futbolistas con lesión posterior comprobamos que dicho patrón tendía a ser de 50% BF - 50% ST. Hay que tener en cuenta que la muestra utilizada fue únicamente de ocho futbolistas lesionados pero podría ser un indicador de la necesidad de analizar a futbolistas con ejercicios funcionales unipodales en lugar de bipodales. De la misma forma, sería recomendable analizar no solamente el ratio de activación I:C, sino también el patrón intramuscular, ya que podría haber alteraciones neuromusculares que no se manifiestan a nivel global de los isquiotibiales en relación al cuádriceps, sino de manera interna de los músculos que conforman cada grupo muscular.

3.5. Conclusiones.

En el siguiente apartado se presentan las principales conclusiones del segundo estudio de la presente Tesis doctoral, vinculadas a los objetivos de esta investigación.

En primer lugar el patrón intramuscular en isquiotibiales y el ratio I:C RMS de aquellos futbolistas con una lesión muscular a posterior en dichos músculos ha sido similar tanto en el miembro inferior que presentó la lesión como en el que no. Por lo tanto, no habría diferencias bilaterales en los patrones de coactivación antes de sufrir una lesión muscular en isquiotibiales. Esto es importante a la hora de valorar el riesgo de lesión de un futbolista. Posiblemente si sólo lo hacemos comparando un miembro inferior con el otro nos podemos quedar escasos de información respecto a la valoración completa del mismo.

En segundo lugar, el patrón intramuscular en isquiotibiales y el ratio I:C RMS ha sido diferente entre los futbolistas que presentaron una lesión muscular en isquiotibiales a posterior y los que no. Este es uno de los hallazgos más importantes de la presente investigación y uno de los objetivos principales de la misma. Con este estudio podemos concluir que, teniendo presente la escasez de la muestra, podrían existir diferencias en cuanto a los patrones de activación neuromuscular entre aquellos futbolistas con mayor riesgo de lesión en isquiotibiales que otros, y de esta forma obtener indicadores objetivos para su valoración. Por lo tanto, sugerimos la incorporación de esta metodología en las valoraciones a futbolistas para intentar detectar desequilibrios musculares y poder diseñar entrenamientos que disminuyan el riesgo de lesión del jugador.

IV

CONCLUSIONES GENERALES

En cuanto a las conclusiones generales de la presente Tesis doctoral, vinculadas a los objetivos de la investigación, quedan resumidas en las siguientes líneas.

1. No se han encontrado diferencias entre la activación muscular tanto en cuádriceps como en isquiotibiales del miembro inferior dominante y del no dominante en futbolistas profesionales de distintos niveles de rendimiento, y sí en personas físicamente activas.
2. No se han encontrado diferencias entre la activación muscular de los futbolistas profesionales de diferentes niveles de rendimiento y de las personas físicamente activas.
3. Existe un patrón intramuscular de coactivación consistente tanto en cuádriceps como en isquiotibiales que se pueden determinar mediante la valoración de EMG en tres ejercicios pruebas adyacentes de normalización. De la misma forma, existe un ratio de coactivación intermuscular I:C de 0.2 en futbolistas profesionales que se mantiene independientemente de la categoría y puede ser valorado mediante tres ejercicios funcionales.
4. El patrón intramuscular en isquiotibiales y el ratio I:C RMS de aquellos futbolistas con una lesión muscular a posterior en dichos músculos ha sido similar tanto en el miembro inferior que presentó la lesión como en el que no. Por lo tanto, no habría diferencias bilaterales en los patrones de coactivación antes de sufrir una lesión muscular en isquiotibiales.
5. El patrón intramuscular en isquiotibiales ha sido diferente entre los futbolistas que presentaron una lesión muscular en isquiotibiales a posterior y los que no. A nivel intermuscular el ratio I:C RMS no.

V

APLICACIONES PRÁCTICAS

Teniendo en cuenta, por un lado, la consistencia de los patrones intramusculares tanto en cuádriceps como en isquiotibiales así como el ratio I:C RMS, hallados mediante tres ejercicios funcionales claramente definidos y de fácil utilización durante el entrenamiento, una de las aplicaciones prácticas del presente trabajo es la utilización de esta metodología para la valoración de los patrones de coactivación neuromuscular tanto en cuádriceps como en isquiotibiales en futbolistas. Además, los datos obtenidos en el presente trabajo de 51 futbolistas pueden servir como referencia para los futuros estudios.

Por otro lado, las diferencias en los patrones de coactivación intramuscular en isquiotibiales entre los futbolistas con riesgo de lesión muscular en dichos músculos y los que no, podrían indicar la necesidad de analizar estos patrones a los futbolistas como un método más de valoración del riesgo de lesión.

Por ello, consideramos que tanto la metodología presentada como los resultados obtenidos en este trabajo pueden servir a los profesionales del ámbito del entrenamiento en fútbol como un método de valoración del riesgo de lesión en isquiotibiales. Para que sea más fácil su utilización, a continuación se muestra el informe empleado con cada jugador para facilitar la información de las valoraciones a los técnicos y cuerpos médicos de los clubes participantes, con el objetivo de colaborar en su trabajo diario con los futbolistas.

INFORME

Nombre: Abrev.:

Relación intermuscular (Ratio I/C) e intramuscular (% respecto al grupo muscular)

Dominante

Ratio	Ratio ref.
0.1	0.2

%/μV		RF	VM	VL	BF	ST
Jugador	%	25	45	30	73	27
	μV					
Ref	%	15	56	29	40	60
	μV					

No Dominante

Ratio	Ratio ref.
0.2	0.2

%/μV		RF	VM	VL	BF	ST
Jugador	%	20	40	30	50	50
	μV					
Ref	%	15	56	29	40	60
	μV					

Bilateralidad

(μV)	RF	VM	VL	BF	ST
Dominante	25	45	30	73	27
No Domin.	25	40	35	50	50

(μV)	RF	VM	VL	BF	ST
Diferencia	0,0	5,0	-5,0	23,0	-23,0

*Mayor valor, más activación en Dominante

Ratio Medial / Lateral VM: Vasto Medial VL: Vasto Lateral

Dominante

Ratio	Ratio ref.
1.3	2

No Dominante

Ratio	Ratio ref.
3.2	2

Reparto activación en Squat bipodal (% μV)

Dominante

56%

Dominante/No Dom.

1,27

No Dominante

44%

*Mayor valor, más activación en Dominante

Figura 11. Modelo de informe.

VI

LIMITACIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

6.1. Limitaciones.

En cuanto a las limitaciones del estudio, en primer lugar, nos encontramos con que los jugadores de dos de los clubes que participaron en el estudio no podían acudir al laboratorio para realizar las mediciones, por lo que tuvimos que llevar los aparatos a los estadios donde entrenaban los equipo para hacer las mediciones allí, por lo que el lugar de medida no fue siempre el mismo, como nos hubiera gustado.

Por otra parte, nos hubiera gustado también realizar un estudio de seguimiento con uno de los equipos, analizando la coactivación de los músculos al principio de temporada y al final, para estudiar su posible evolución, pero por motivos de competición no pudimos realizarlo.

Y, por último, creemos que la muestra de 8 jugadores con lesión a posterior podría ser aumentada para tener datos más consolidados, sin embargo la realidad de número de lesiones durante esa temporada nos limitó la muestra a ocho futbolistas.

2.6. Futuras líneas de investigación.

Como futuras líneas de estudio en el ámbito de la valoración del riesgo de lesión en futbolistas o deportistas a través del control de la coactivación neuromuscular, podrían ser interesante los siguientes apartados:

- Contrastar los resultados encontrados en cuanto a patrones de coactivación en cuádriceps e isquiotibiales en el presente trabajo con otros estudios para ampliar la muestra de futbolistas.
- Analizar estos patrones en futbolistas a lo largo de una temporada obteniendo datos al principio, mitad y final de la temporada para ver la posible variación o no de estos patrones a lo largo de la competición y los entrenamientos.
- Analizar estos patrones en futbolistas a lo largo de varias temporadas para ver su evolución a lo largo de su carrera deportiva, y además, para analizar estos patrones a diferentes edades.
- Comparar los patrones de coactivación en aquellos futbolistas que se lesionaron a posterior y aquellos que no, para ampliar la muestra y dar mas consistencia a los resultados obtenidos o contrastarlos con nuevos hallazgos.
- Utilizar la metodología presentada para analizar a atletas de otros deportes y de esta forma establecer los patrones de coactivación en dichos deportes y poder relacionarlos o compararlos con los encontrados en los futbolistas.

VII

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Adamczyk, G. y Luboiński, F. (2002). Epidemiology of football related injuries part I. *Jesien*, 3(2), 236-260.
- Agre, J. C. (1985). Hamstring injuries: proposed aetiological factors, prevention and treatment. *Sports Medicine*, 2, 21-33.
- Alexander, C. K. y Sadiku, M. N. O. (2012). *Fundamentals of Electric Circuits*. New York: McGraw-Hill.
- Alkner, B. A., Tesch, P. A. y Berg, H. E. (2000). Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press. *Med Sci Sports Exerc*, 32(2), 459-463.
- Arendt, E. y Dick, R. (1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer: NCAA data and review of literature. *Am J Sports Med*, 23(6), 694-701.
- Arnason, A., Gudmundsson, A. y Dahl, H. A. (1996). Soccer injuries in Iceland. *Scand J Med Sci Sports*, 6(1), 40-45.
- Árnason, A., Sigurdsson, S. B., Gudmundsson, A., Holme, I., Engebretsen, L. y Bahr, R. (2004). Risk factors for injuries in football. *American Journal of Sports Medicine*, 32(1), 5-16.
- Arundale, A., Silvers, H., Logerstedt, D., Rojas, J. y Snyder-Mackler, L. (2015). An interval kicking progression for return to soccer following lower extremity injury. *International journal of sports physical therapy*, 10(1), 114-127.
- Askling, C. M., Tengvar, M., Saartok, T. y Thorstensson, A. (2007). Acute first-time hamstring strains during slow- speed stretching: clinical, magnetic resonance imaging, and recovery characteristics. *Am J Sports Med*, 35, 1716-1724.
- Askling, C. M., Tengvar, M. y Saartok, T. (2008). Proximal hamstring strains of stretching type in different sports: injury situations, clinical and magnetic resonance imaging characteristics, and return to sport. *Am J Sports Med*, 36, 1799-1804.
- Askling, C. M., Nilsson, J. y Thorstensson, A. (2010). A new hamstring test to complement the common clinical examination before return to sport after injury. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 18, 1798-1803.
- Bakken, A., Targett, S., Bere, T., Eirale, C., Farooq, A., Mosler, A. B... Bahr, R. (2018). Muscle Strength Is a Poor Screening Test for Predicting Lower Extremity Injuries in Professional Male Soccer Players: A 2-Year Prospective Cohort Study. *Am J Sports Med*, 1-11.
- Begalle, R. L., DiStefano, L. J., Blackburn, T., y Padua, D. A. (2012). Quadriceps and Hamstrings Coactivation During Common Therapeutic Exercises. *Journal of Athletic Training*, 47(4), 396-405.

- Beijsterveldt, A. M. C., Van de Port, I. G. L., Vereijken, A. J. y Backx, F. J. G. (2013). Risk Factors for Hamstring Injuries in Male Soccer Players: A Systematic Review of Prospective Studies. *Scandinavian Journal of Medicine y Science in Sports*, 23(3), 253-262.
- Llana, S., Pérez, P. y Lledó, E. (2010). La epidemiología del fútbol: una revisión sistemática. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 10(37), 22-40.
- Beltran, L., Ghazikhanian, V., Padron, M., y Beltran, J. (2012). The proximal hamstring muscle–tendon–bone unit: A review of the normal anatomy, biomechanics and pathophysiology. *European Journal of Radiology*, 81(12), 3772-3779.
- Beltre. (2019). Músculos que conforman el cuádriceps. [Figura]. Recuperado de <http://www.anatomiatopografica.com>
- Beltre. (2019). Músculos que conforman los isquiotibiales. [Figura]. Recuperado de <http://www.anatomiatopografica.com>
- Bennell, K., Wajswelner, H., Lew, P., Schall-Riaucour, A., Leslie, S., Plant, D. y Cirone, J. (1998). Isokinetic strength testing does not predict hamstring injury in Australian Rules footballers. *British Journal of Sports Medicine*, 32, 309-314.
- Best, T. M., McElhaney, J. H., Garrett Jr., W. E. y Myers, B. S. (1995). Axial strain measurements in skeletal muscle at various strain rates. *Journal of Biomechanical Engineering*, 117, 262-265.
- Bolgla, L. A., Shaffer, S. W. y Malone, T. R. (2008). Vastus Medialis Activation during Knee Extension Exercises: Evidence for Exercise Prescription. *J Sport Rehabil*, 17 (1), 1-10.
- Bonab, S. S., Tarverdizadeh, B., Azarbayjani, M. A. y Zamani, Y. S. (2011). Comparision of some electromyographic parameters during treadmill running in runners and non athletes. *World Appl Sci J*, 13(3), 552-557.
- Borg, E. y Kaijser, L. (2006). A comparison between three rating scales for perceived exertion and two different work tests. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 16, 57-69.
- Botton, C. E., Radaelli, R., Wilhelm, E. N., Rech, A., Brown, L. E. y Pinto, R. (2016). Neuromuscular Adaption to Unilateral vs Bilateral Strength Training in Women. *Journal of Strength y Conditioning Research*, 30 (7), 1924-1932.
- Bourne, M. N., Williams, M. D., Opar, D. A., Najjar, A., Kerr, G. K. y Shield, A. J. (2017). Impact of exercise selection on hamstring muscle activation. *Br J Sports Med*, 51 (13), 1021-1028.
- Brockett, C. L., Morgan, D. L. y Proske, U. (2004). Predicting hamstring strain injury in elite athletes. *Medicine y Science in Sports y Exercise*, 36(3), 379-387.

- Brooks, J. H. M., Fuller, C. W., Kemp, S. P. T. y Reddin, D. B. (2006). Incidence, risk and prevention of hamstring muscle injuries in professional rugby union. *American Journal of Sports Medicine*, 34, 1297-1306.
- Brophy, R. H., Backus, S. I., Pansy, B. S., Lyman S. y Williams, R. J. (2007). Lower extremity muscle activation and alignment during the soccer instep and side-foot kicks. *Journal of Orthopaedic y Sports Physical Therapy*, 37, 260-268.
- Brughelli, M., Nosaka, K. y Cronin, J. (2009). Application of eccentric exercise on an Australian Rules football player with recurrent hamstring injuries. *Phys Therapy Sport*, 10(2), 75-80.
- Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 1023-1035.
- Burke, R.E. (1981). Motor units: Anatomy, physiology and functional organization. *Comprehensive Physiology*, 1 (1), 345-422.
- Camic, C. L., Kovacs, A. J., Enquist, E. A., McLain, T. A. y Hill, E. C. (2015). Muscle activation of the quadriceps and hamstrings during incremental running. *Muscle y erva*, 52 (6), 1023-1029.
- Carvalho, A., Caserotti, P., Carvalho, C., Abade, E. y Sampaio, J. (2014). Effect of a Short Time Concentric Versus Eccentric Training Program on Electromyography Activity and Peak Torque of Quadriceps. *Journal of Human Kinetics*, 41, 5-13.
- Carvalho, A., Brown, S. y Abade, E. (2016). Evaluating Injury Risk in First and Second League Professional Portuguese Soccer: Muscular Strength and Asymmetry. *Journal of Human Kinetics*, 51, 19-26.
- Carrett, W., Califf, J. y Bassett, F. (1984). Histochemical correlates of hamstring injuries. *Am J Sports Med*, 12: 98-103.
- Cerrah, A. O., Gungor, E. O., Soylu, A. R. y Ertan, H. (2011). Muscular activation patterns during the soccer in-step kick. *Isokinetics and exercise science*, 19(3), 181-190.
- Chendeb, M., Khalil, M. y Duchêne, J. (2004). Wavelet based method for detection: application in proprioceptive rehabilitation. *Conf Proc iEEE Eng Med Biol Soc*, 1, 37-40.
- Chomiak, J., Junge, A., Peterson, L. y Dvorak, J. (2000). Severe Injuries in Football Players. *The American Journal of Sports Medicine*, 28.
- Chumanov, E. S., Heiderscheit, B. C. y 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), 525-532.

- Chumanov, E., Wille, C. M., Michalski, M. P. y Heiderscheit, B. C. (2012). Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased. *Gait y posture*, 36 (2), 231-235.
- Clarys, J. P. (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 43(10), 1750-1762.
- Cohen, D., Zhao, B., Okwera, B., Matthews, M. y Delextrat, A. (2015). Angle-Specific Eccentric Hamstring Fatigue After Simulated Soccer. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10, 325-331.
- Cometti, G., Maffiuletti, N. A., Pousson, M., Chatard, J. C. y Maffulli, N. (2001). Isokinetic strength and anaerobic power of elite, subelite and amateur french soccer players. *Int J Sports Med*, 22, 45-51.
- Coombs, R. y Garbutt, G. (2002). Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *Journal of Sports Science and Medicine*, 1(3), 56-62.
- Cowan, S. M., Hodges, P. W., Bennell, K. L. y Crossley, K. M. (2002). Altered vastii recruitment when people with patellofemoral pain syndrome complete a postural task. *Arch Phys Med Rehabil*, 83, 989-995.
- Croisier, J. L., Forthomme, B., Namurois, M. H., Vanderthommen, M. y Crielaard, J. M. (2002). Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *Am J Sports Med*, 30(2), 199-203.
- Croisier, J. L., Ganteaume, S., Binet, J., Genty, M. y Ferret, J. M. (2008). Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *Am J Sports Med*, 36(8), 1469-1475.
- Croisier, J. L. (2004). Muscle imbalance and acute lower extremity muscle injuries in sport. *Int Sports Med*, 5(3), 169-179.
- Cunningham, C. y Cunningham, S. (1996). Injury surveillance at a national multi-sport event. *Aust J Sci Med Sport*, 28 (2), 50-56.
- Daly, C., Persson, U. M., Twycross-Lewis, R., Woledge, R. C. y Morrissey, D. (2016). The biomechanics of running in athletes with previous hamstring injury: a case-control study. *Scand J Med Sci Sports*, 26(4), 413-420.
- De Hoyo, M., Naranjo, J., Carrasco, L., Sañudo, B., Jiménez, J.J. y Domínguez, S. (2013). Revisión sobre la lesión de la musculatura isquiotibial en el deporte: factores de riesgo y estrategias para su prevención. *Rev Andal Med Deporte*, 6(1), 30-37.
- De Luca, C. J. (1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng*, 11, 251-279.
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163.

- Diederichsen, L. P., Winther, A., Dhyre-Poulsen, P., Krogsgaard, M. R. y Norregaard, J. (2009). The influence of experimentally induced pain on shoulder muscle activity. *Exp Brain Res*, 194, 329-337.
- Donaldson, S., Donaldson, M. y Snelling, L. (2003). SEMG evaluations: an overview. *Appl Psychophysiol Biofeedback*, 28, 121-127.
- Drake, R., Vogl, W. y Mitchell, A. (2015). *Gray: Anatomía para estudiantes*. Madrid, España: Elsevier.
- Duchateau, J. y Baudry, S. (2014). The neural control of coactivation during fatiguing contractions revisited. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24, 780-788.
- Dvorak, J. y Junge, A. (2000). Football Injuries and Physical Symptoms. *The American Journal of Sports Medicine*, 28.
- Ebbel, P. (2009). Hamstring Activation During Lower Body Resistance Training Exercises William. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 4, 84-96.
- Ekstrand, J. y Gillquist, J. (1983). Soccer injuries and their mechanisms: a prospective study. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15, 267-270.
- Ekstrand, J., Waldén, M. y Häggglund, M. (2004). A congested football calendar and the wellbeing of players: correlation between match exposure of European footballers before the World Cup 2002 and their injuries and performances during that World Cup. *British Journal of Sports Medicine*, 38(4), 493-497.
- Ekstrand, J., Timpka, T. y Häggglund, M. (2006). Risk of injury in elite football played on artificial turf versus natural grass: a prospective two-cohort study. *British Journal of Sports Medicine*, 40(12), 975-980.
- Ekstrand, J., Häggglund, M. y Waldén M. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *American Journal of Sports Medicine*, 39(6), 1226-1232.
- Ekstrand, J., Waldén, M. y Häggglund, 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. *Br J Sports Med*, 50, 731-737.
- Eleftherios, P., Gerard, M. T. y Folland, J. (2015). Angle-specific hamstring-to-quadriceps ratio: A comparison of football players and recreationally active males. *Journal of Sports Sciences*, 33(3), 309-319.
- Engebretsen, A. H., Myklebust, G., Holme, I., Engebretsen, L. y Bahr, R. (2010). Intrinsic risk factors for hamstring injuries among male soccer players: a prospective cohort study. *Am J Sports Med*, 38(6), 1147-1153.
- Enoka, R. M. (1988). *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. Champaign, New York: Human Kinetics Books.

- Farina, D., Merletti, R. y Enoka, R. M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1486-1495.
- Farina, D. (2006). Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exerc Sport Sci Rev*, 34(3), 121-127.
- Farrokhi, S., Pollard, C.D., Souza, R. B., Chen, Y. J., Reischl, S., y 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 y Sports Physical Therapy*, 38(7), 403-409.
- Fauth, M. L., Garceau, L. R., Lutsch, B., Gray, A., Szalkowski, C., Wurm, B. y Ebben, W. P. (2010). Hamstrings, Quadriceps, and Gluteal Muscle Activation During Resistance Training Exercises. *International Symposium on Biomechanics in Sports*, 28, 1.
- Felici, F., Rosponi, A., Sbricoli, P., Filigoi, G. C., Fattorini, L. y Marchetti, M. (2001). Linear and non-linear analysis of surface electromyograms in weightlifters. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 84, 337-342.
- Fort, A., Romero, D., Costa, L., Bagur, C., Lloret, M. y Montañola, A. (2009). Diferències de l'estabilitat postural estàtica i dinàmica segons sexe i cama dominant. *Apunts Medicina de Lésport*, 55-108.
- Fousekis, K., Tsepis, E. y 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.
- Fousekis, K., Tsepis, E., Poulmedis, P., Athanasopoulos, S. y Vagenas, G. (2011). Intrinsic risk factors of non-contact quadriceps and hamstring strains in soccer: a prospective study of 100 professional players. *Br J Sports Med*, 45, 709-714.
- Frank, J. R., Paylo, K. W., Dicharry, J., Riley, P. O. y Kerrigan, D. C. (2009). Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. *Gait Posture*, 29, 494-498.
- Freckleton, G. y Pizzari, T. (2013). Risk factors for hamstring muscle strain injury in sport: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*, 47, 351-358.
- Fukuda, T. Y., Echeimberg, J. O., Pomper, J. E., Lacareli, P. R. G., Garbelotti, S., Gimenes, R. O. y Apolinario, 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.
- Fyfe, J. J., Opar, D. A., Williams, M. D. y Shield, A. J. (2013). The role of neuromuscular inhibition in hamstring strain injury recurrence. *J Electromyogr Kinesiol*, 23(3), 523-530.
- Gal, B., López, M., Martín, A. I. y Prieto, J. (2001). *Bases de la fisiología*. Madrid: Tébar.

- Garrett, Jr., W. E., Safran, M. R., Seaber, A. V., Glisson, R. R. y Ribbeck, B. M. (1987). Biomechanical comparison of stimulated and nonstimulated skeletal muscle pulled to failure. *American Journal of Sports Medicine*, 15, 448-454.
- Garrett, W. E., Rich, F. R., Nikolaou, P. K. y Vogler, J. B. (1989). Computed tomography of hamstring muscle strains. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21, 506-514.
- Garrett, W. E. (1990). Muscle strain injuries: clinical and basic aspects. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 22(4), 436-433.
- Garrett, W. E. (1996). Muscle strain injuries. *Am J Sports Med*, 24, 2-8.
- Geisser, M. E., Ranavaya, M., Haig, A. J., Roth, R. S., Zucker, R... Ambroz, C. (2005). A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *J Pain*, 6, 711-726.
- Gerdle, B., Wretling, M. L. y Henriksson-Larsen, K. (1988). Do the fibre-type proportion and the angular velocity influence the mean power frequency of the electromyogram?, *Acta Physiol. Scand.*, 134, 341-346.
- Gerdle, B., Henriksson-Larsen, K., Lorentzon, R. y Wretling, M. L. (1991). Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiol. Scand.*, 142, 457-465.
- Gerdle, B., Larsson, B. y Karlsson, S. (2000). Criterion validation of surface EMG variables as fatigue indicators using peak torque: a study of repetitive maximum isokinetic knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(4), 225-232.
- Gianikellis, K., Maynar, M. y Arribas, F. (1997). La Electromiografía (EMG) como método para determinar la intervención muscular en los deportes de precisión. *Rendimiento Deportivo: Parámetros Electromiográficos (EMG), Cinemáticos y Fisiológicos*, 107-124.
- Gilroy, A., MacPherson, B., Ross, L., Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U... Wesker, K. (2008). *Prometheus Atlas de Anatomía*. Madrid: Médica Panamericana.
- Goldman, E. F. y Jones, D. E. (2011), Interventions for preventing hamstring injuries: a systematic review. *Physiotherapy*, 97(2), 91-99.
- Graven-Nielsen, T. y Arendt-Nielsen, L. (2008). Impact of clinical and experimental pain on muscle strength and activity. *Curr Rheumatol Rep*, 10(6), 475-481.
- Graven-Nielsen, T. y Arendt-Nielsen, L. (2010). Assessment of mechanisms in localized and widespread musculoskeletal pain. *Nat Rev Rheumatol*, 6(10), 599-606.
- Greco, C. C., Silva, W. L., Camarda, S. R. y Denadai, B. S. (2013). Fatigue and rapid hamstring/quadriceps force capacity in professional soccer players. *Clinical physiology and functional imaging*, 33(1), 18-23.

- Greig, M. y Siegler, J.C. (2009). Soccer-specific fatigue and eccentric hamstrings muscle strength. *Journal of athletic training*, 44(2), 180-184.
- Griffin, L. Y., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Bahr, R., Beynnon, B. D., Demaio, M... Dick, R. W. (2006). Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting. *Am J Sports Med.*, 34, 1512-1532.
- Häggglund, M., Waldén, M. y Ekstrand, J. (2006). Previous injury as a risk factor for injury in elite football: a prospective study over two consecutive seasons. *Br J Sports Med.*, 40 (9), 767-772.
- Häggglund, M., Waldén, M. y Ekstrand, J. (2005). Injury incidence and distribution in elite football-a prospective study of the Danish and the Swedish top divisions. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 15, 21-28.
- Häggglund, M., Waldén, M. y Ekstrand, J. (2013). Risk Factors for Lower Extremity Muscle Injury in Professional Soccer: The UEFA Injury Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 41, 327-335.
- Hammes, D., Fünten, K., Kaiser, S., Frisen, E., Dvorák, J., y Meyer, T. (2015). Injuries of veteran football (soccer) players in Germany. *Research in Sports Medicine*, 23(2), 215-226.
- Harmon, K. G. y Dick, R. (1998). The relationship of skill level to anterior cruciate ligament injury. *Clin J Sport Med*, 8(4), 260-265.
- Harput, G., Soylu, A. R., Ertan, H., Ergun, N. y Mattacola, C. G. (2014). Effect of Gender on the Quadriceps-to-Hamstrings Coactivation Ratio During Different Exercises. *Journal of Sport Rehabilitation*, 23, 36-43.
- Hasselmann, C. T., Best, T. M., Seaber, A. V., Garrett, W. E. (1995). A threshold and continuum of injury during active stretch of rabbit skeletal muscle. *American Journal of Sports Medicine*, 23, 65-73.
- Hatch, M. (2015). Quadriceps to hamstrings coactivation ratios during closed chain, high velocity exercise in healthy, recreationally active adults. *D.P.T. Florida Gulf Coast University*, 70.
- Hawkins, R. D. y Fuller, C. W. (1999). A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. *British Journal of Sports Medicine*, 33, 196-203.
- Hawkins, R., Hulse, M., Wilkinson, C., Hodson, A., y 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.
- Heiderscheit, B. C., Sherry, M. A., Silder, A., Chumanov, E. S. y Thelen, D. G. (2010). Hamstring strain injuries: recommendations for diagnosis, rehabilitation, and injury prevention. *J Orthop Sports Phys Ther*, 40(2), 67-81.

- Henderson, G., Barnes, C. A. y Portas, M. D. (2010). Factors associated with increased propensity for hamstring injury in English Premier League soccer players. *J Sci Med Sport*, 13(4), 397-402.
- Henriksen, M., Alkjaer, T., Lund, H., Simonsen, E. B., Graven-Nielsen, T., Danneskiold-Samsoe, B. y Bliddal, H. (2007). Experimental quadriceps muscle pain impairs knee joint control during walking. *J Appl Physiol*, 103(1), 132-139.
- Herazo, B. (2007). *Consentimiento informado para procedimientos, intervenciones y tratamientos en salud*. Madrid: Ecoe Ediciones.
- Hermens, H. J., y Freriks, B. (1997). The state of the art on sensors and sensor placement procedures for surface electromyography: a proposal for sensor placement procedures. *Roessingh Research and Development*, 1.
- Hermens, H., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G... Hägg, G. (1999). European recommendations for surface electromyography. SENIAM Project. *Roessingh Research and Development*, 8(2), 13-54.
- Hewett, T. E., Myer, G. D. y Ford, K. R. (2006). Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med*, 34(2), 299-311.
- Hewett, T. E., Paterno, M. V. y Myer, G. D. (2002). Strategies for enhancing proprioception and neuromuscular control of the knee. *Clin Orthop Relat Res*, 402, 76-94.
- Higashihara, A., Nagano, T. O. y Fukubayashi, T. (2016). Relationship between the peak time of hamstring stretch and activation during sprinting. *European Journal of Sport Science*, 16(1), 36-41.
- Hooren, B. V. y Bosch, F. (2016). Is there really an eccentric action of the hamstrings during the swing phase of high-speed running? part I: A critical review of the literatura. *Journal of Sports Sciences*.
- Howell, J. N., Fuglevand, A. J., Walsh, M. L. y Bigland-Ritchie, B. (1995). Motor unit activity during isometric and concentric-eccentric contractions of the human first dorsal interosseus muscle. *J. Neurophysiol*, 74, 901-904.
- Inklaar, H. (1994). Soccer injuries I: incidence and severity. *Sports Medicine*, 18(1), 55-73.
- Inklaar, H., Bol, E. y Schmikli, S. L. (1996). Injuries in male soccer players: team risk analysis. *Int J Sports Med*, 17(3), 229-234.
- Irish, S. E., Millward, A. J., Wride, J., Haas, B. M. y 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. *J Strength Cond Res*, 24(5), 1256-1262.
- Isear, J. A., Erickson, J. C. y Worrell, T. W. (1997). EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. *Med Sci Sports Exerc*, 29(4), 532-539.

- Isik, A., Unlu, G., Batin, O., Aslanyurek, T. y Bereceli, C. (2018). The Relationship between Previous Lower Extremity Injury, Body Weight and Bilateral Eccentric Hamstring Strength Imbalance in Young Soccer Players. *J Sports Sci. Med.*, 2, 23-28.
- Jönhagen, S., Ackermann, P. y Saartok, T. (2009). Forward lunge: a training study of eccentric exercises of the lower limbs. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(3), 972-978.
- Junge, A. y Dvorak, J. (2000). Influence of Definition and Data Collection on the Incidence of Injuries in Football. *The American Journal of Sports Medicine*, 28.
- Junge, A. y Dvorak, J. (2004). Soccer injuries: a review on incidence and prevention. *Sports Med.*, 34(13), 929-938.
- Kapandji, I. A. (1977). *Cuadernos de fisiología Articular*. Barcelona: Toray-Masson.
- Kellis, E., Katis, A. y Gissis, I. (2004). Knee biomechanics of the support leg in soccer kicks from three angles of approach. *Medicine y Science in Sports y Exercise*, 36, 1017-1028.
- Kong, P. W. y Burns, S. F. (2010). Bilateral difference in hamstrings to quadriceps ratio in healthy males and females. *Phys Ther Sport*, 11(1), 12-17.
- Koulouris, G. y Connell, D. A. (2005). Hamstring muscle complex: an imaging review. *Radiographics*, 25(3), 571-586.
- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B. P., Engebretsen, L., STith, G., Slauterbeck, J. R... Bahr, R. (2007). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *American Journal of Sports Medicine*, 35(3), 359-367.
- Kupa, E. J., Roy, S. H., Kandarian, S. C. y De Luca, C. J. (1995). Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J. Appl. Physiol.*, 79, 23-32.
- Kuszewski, M., Gnat, R., Saulicz, E. (2009). Stability training of the lumbo-pelvo-hip complex influence stiffness of the hamstrings: a preliminary study. *Scand J Med Sci Sports*, 19, 260-266.
- Latarjet, M. y Ruiz, L. (1990). *Anatomia Humana*. Bogotá: Editorial médica Paramericana.
- Llana, S., Pérez, P. y Lledó, E. (2010). La epidemiología del fútbol: una revisión sistemática. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 10(37), 22-40.
- Lee, M. J., Reid, S. L., Elliott, B. C. y Lloyd, D. G. (2009). Running biomechanics and lower limb strength associated with prior hamstring injury. *Med Sei Sports Exerc*, 41(10), 1942-1951.
- Li, H., Zhao, G., Zhou, Y., Chen, X., Ji, Z. y Wang, L. (2014). Relationship of EMG/SMG features and muscle strength level: an exploratory study on tibialis anterior muscles

- during plantar-flexion among hemiplegia patients. *BioMedical Engineering OnLine*, 13(1), 1-15.
- Lieber, R. L. y Friden, J. (1993). Muscle damage is not a function of muscle force but active muscle strain. *Journal of Applied Physiology*, 74, 520-526.
- Liossis, L. D., Forsyth, J., Liossis, C. y Tsolakis, C. (2013). The acute effect of upper-body complex training on power output of martial art athletes as measured by the bench press throw exercise. *J Hum Kinet*, 39, 167-175.
- Lovell, R., Siegler, J. C., Knox, M., Brennan, S. y Marshall, P. W. (2016). Acute neuromuscular and performance responses to Nordic hamstring exercises completed before or after football training. *Journal of Sports Sciences*, 34(24), 2286-2294.
- Maffiuletti, N. A., Aagaard, P., Blazevich, A. J., Folland, J., Tillin, N. y Duchateau, J. (2016). Rate of force development: physiological and methodological considerations. *Eur J Appl Physiology*, 116, 1091-1116.
- Mallo, J., González, P., Veiga, S. y Navarro, E. (2011). Injury incidence in a Spanish sub-elite professional football team: A prospective study during four consecutive seasons. *Journal of Sports Science y Medicine*, 10(4), 731-736.
- Mannion, A. F. y Dolan, P. (1996). Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in the quadriceps femoris muscle group. *Eur J Appl Physiol*, 74, 411-419.
- Massó, N., Rey, F., Romero, D., Gual, G., Costa, L. y Germán, A. (2010). Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunts Med Esport*, 45(165), 127-136.
- McCall, A., Carling, C., Davison, M., Nedelec, M., Le Gall, F., Berthoin, S. y Dupont, G. (2015). Injury risk factors, screening tests and preventative strategies: a systematic review of the evidence that underpins the perceptions and practices of 44 football (soccer) teams from various premier leagues. *Br J Sports Med*, 49, 583-589.
- Mendiguchia, J., Alentorn-Geli, E. y Brughelli, M. (2012). Hamstring strain injuries: are we heading in the right direction?. *British Journal of Sports Medicine*, 46(2), 81-85.
- Mense S. (2003). The pathogenesis of muscle pain. *Curr Pain Headache Rep*, 7(6), 419-425.
- Merletti, R. y Parker, P. J. (2004). *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*. Hoboken, New York: IEEE/John Wiley y Sons.
- Miller, L. (2015). Examination of Hamstring to Quadriceps Muscle Ratios In NCAA Division I Women Volleyball Athletes. *OpenSIUC*.
- Mondal, S., Chhange, Z., Gayen, A. y Chatterjee, S. (2014). Dominant and Non-Dominant Leg Muscle Electrical Activity Of Soccer Player: A Preliminary Study. *International Refereed Journal of Engineering Science*, 3: 65-69.

- Montini, M., Felici, F., Nicoló, A., Sacchetti, M. y Bazzucchi, I. (2017). Neuromuscular demand in a soccer match assessed by a continuous electromyographic recording. *The Journal of Sports Medicine and physical fitness*, 57 (4), 345-352.
- Morgan, B. y Oberlander, M. A. (2001). An Examination of Injuries in Major League Soccer. *The American Journal of Sports Medicine*, 29, 426-430.
- 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. *Front. Physiol.*, 6: 404.
- Morrissey, D., Graham, J., Screen, H., Sinha, A., Small, C., Twycross-Lewis, R., Woledge, R. (2012). Coronal plane hip muscle activation in soccer code athletes with chronic adductor groin strain injury during standing hip flexion. *Man Ther*, 17(2), 145-149.
- Mueller-Wohlfahrt, H. W., Haensel, L., Mithoefer, K., Ekstrand, J., English, B., McNally, S... Uebliacker, P. (2013). Terminology and classification of muscle injuries in sport: The Munich consensus statement. *British Journal of Sports Medicine*, 47(6), 342-350.
- Nardone, A., Romano, C. y Schieppati, M. (1989). Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *J. Physiol. Lond.*, 409, 451-471.
- Nardone, A. y Schieppati, M. (1988). Shift of activity from slow to fast muscle during voluntary lengthening contractions of the triceps surae muscles in humans. *J. Physiol. Lond.*, 395: 363-381.
- Navandar, A., Gulino, M., Antonio, R. y 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. *J. Sports Med. Phys. Fitness*.
- Navarro, E., Chorro, D., Torres, G., García, C., Navandar, A. y Veiga, S. (2015). A review of risk factors for hamstring injury in soccer: a biomechanical approach. *European Journal of Human Movement*, 34, 52-74.
- Newton, R. U., Gerber, A., Nimphius, S., Shim, J. K., Doan, B.K., Robertson, M... Kraemer, W.J. (2006). Determination of functional strength imbalance of the lower extremities. *Journal of Strength y Conditioning Research*, 20(4), 971-977.
- Nicola, G., Marcel, J. y Filare, E. (2000). Aspetti bioenergetici della corsa frazionata nel calcio. *SdS-Scuola dello Sport, Rivista di Cultura Sportiva*, 50, 21-27.
- Nicola, T. y Jewison, D. (2012). The anatomy and biomechanics of running. *Clinics in Sports Medicine*, 31(2), 187-187.
- Nielsen, A. B. y Yde, J. (1989). Epidemiology and traumatology of injuries in soccer. *Am J Sports Med.*, 17(6), 803-807.

- Nilstad, A., Andersen, T. E., Bahr, R., Holme, I. y Steffen, K. (2014). Risk factors for lower extremity injuries in elite female soccer players. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(4), 940-948.
- Nishiwaki, G. A., Urabe, Y. y Tanaka, K. (2006). EMG Analysis of Lower Extremity Muscles in Three Different Squat Exercises. *J Jpn Phys Ther Assoc*, 9, 21-26.
- Noya, J. y Sillero, M. (2015). *Análisis de la incidencia lesional en el fútbol profesional español en la temporada 2008-2009* (Tesis doctoral). Universidad Politécnica de Madrid.
- Nunome, H., Ikegami, Y., Kozakai, R., Apriantono, T., y Sano, S. (2006). Segmental dynamics of soccer instep kicking with the preferred and non-preferred leg. *Journal of Sports Sciences*, 24(5), 529-541.
- Oh, J. S., Cynn, H. S., Won, J. H., Kwon, O. Y. y Yi, C. H. (2007). Effects of performing an abdominal drawing-in maneuver during prone hip extension exercises on hip and back extensor muscle activity and amount of anterior pelvic tilt. *J Orthop Sports Phys Ther*, 37, 320-324.
- Oliveira, A. S. C. y Goncalves, M. (2009). Leg muscles recruitment pattern in soccer players and active individuals during isometric contractions. *Electromyography and clinical neurophysiology*, 49(2), 93-101.
- Onur, A., Onarici, G., Ruhi, A., Ertana, H., Leesc, A. y Kun, C. (2011). Muscular activation patterns during the soccer in-step kick. *Isokinetics and Exercise Science*, 19, 181-190.
- Onur, A., Onarici, E., Ruhi, A. y Ertan, H. (2014). Muscular activation differences between professional and amateur soccer players during countermovement jump. *Turkish Journal of Sport and Exercise*, 16(2), 51-58.
- Opar, D. A., Williams, M. y Shield, A. J. (2012). Hamstring strain injuries: factors that lead to injury and reinjury. *Sports Med*, 42(3), 209-226.
- Opar, D., Williams, M., Timmins, R., Dear, N. y Shield, A. (2013a). Rate of torque and electromyographic development during anticipated eccentric contraction is lower in previously strained hamstrings. *Am J Sports Med.*, 41, 116.
- Opar, D., Williams, M., Timmins, R., Dear, N. y Shield, A. (2013b). Knee flexor strength and bicep femoris electromyographical activity is lower in previously strained hamstrings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23, 696-703.
- Opar, D. A., Williams, M. D., Timmins, R. G., Hickey, J., Duhig, S. J. y Shield, A. J. (2015). The effect of previous hamstring strain injuries on the change in eccentric hamstring strength during preseason training in elite Australian footballers. *The American Journal of Sports Medicine*, 43(2), 377-384.
- Orchard, J., Marsden, J., Lord, S. y Garlick, D. (1997). Preseason hamstring muscle weakness associated with hamstring muscle injury in Australian footballers. *Am J Sports Med*, 25, 81-85.

- Orchard, J. y Seward, J. (2002). Epidemiology of injuries in the Australian Football League, seasons 1997–2000. *British Journal of Sports Medicine*, 36, 39-45.
- Orchard, J. W. (2001). Intrinsic and extrinsic risk factors for muscle strains in Australian football. *Am J Sports Med*, 29, 300-303.
- Orchard, J., Walt, S., McIntosh, A. y Garlick, D. (1999). Muscle activity during the drop punt kick. *J Sports Sci*, 17(10), 837-838.
- Orchard, J. W. (2012). Hamstrings are most susceptible to injury during the early stance phase of sprinting. *Br J Sports Med*, 46, 88-89.
- Peterson, L., Junge, A. y Chomiak, J. (2000). Incidence of football injuries and complaints in different age groups and skill-level groups. *Am J Sports Med*, 28(5), 51-57.
- Piitulainen, H., Rantalainen, T., Linnamo, V., Komi, P. y Avela, J. (2009). Innervation zone shift at different levels of isometric contraction in the biceps brachii muscle. *J Electromyogr Kinesiol*, 19, 667-675.
- Pincivero, D.M. y Coelho, A.J. (2000). Activation linearity and parallelism of the superficial quadriceps across the isometric intensity spectrum. *Muscle Nerve*, 23(3), 393-398.
- Pincivero, D. M., Coelho, A. J., Campy, R. M., Salfetnikov, Y. y Suter, E. (2003). Knee extensor torque and quadriceps femoris EMG during perceptually-guided isometric contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(2), 159-167.
- Rahnama, N., Lees, A. y Reilly, T. (2006). Electromyography of selected lower-limb muscles fatigued by exercise at the intensity of soccer match-play. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(3), 257-263.
- Ramírez, A. y Garzón, D. (2008). Sensitivity analysis for the positioning of electrodes in surface electromyography (semg). *Rev.Fac.Ing.Univ.Antioquia*, 46, 70-79.
- Reger, S. I., Shah, A., Adams, T. C., Endredi, J., Ranganathan, V. y Yue, G. H. (2006). Classification of large array surface myoelectric potentials from subjects with and without low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, 16, 392-401.
- Ross, S., Guskiewicz, K., Prentice, W., Schneider, R. y Yu, B. (2004). Comparison of Biomechanical Factors between the Kicking and Stance Limbs. *Journal of Sport Rehabilitation*, 13(2), 135-150.
- Sahlin, K. (1992). Metabolic aspects of fatigue in human skeletal muscle. *Med Sport Sci.*, 34, 54-68.
- Sautu, R., Boniolo, P., Dalle, P. y Elbert, R. (2005). *Manual de metodología: Construcción del marco teórico, formulación de los objetivos y elección de la metodología*. Buenos Aires, Argentina: CLACSO.
- Saito, A. y Akima, H. (2013). Knee joint angle affects EMG-force relationship in the vastus intermedius muscle. *J Electromyogr Kinesiol*, 23(6), 1406-1412.

- Schache, A. G., Dorn, T. W., Blanch, P. D., Brown, N. A. y Pandy, M. G. (2012). Mechanics of the Human Hamstring Muscles during Sprinting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(4), 647-658.
- Schmidt-Olsen, S., Jorgensen, U. y Kaalund, S. (1991). Injuries among young soccer players. *Am J Sports Med*, 19(3), 273-275.
- Scurr, J. C., Abbott, V. y Ball, N. (2011). Quadriceps EMG muscle activation during accurate soccer instep kicking. *Journal of Sports Sciences*, 29(3), 247-251.
- Serner, A., Jakobsen, M. D., Andersen, L. L., Hölmich, P., Sundstrup, E. y 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), 1-8.
- Servicios Médicos del Fútbol Club Barcelona. (2009). Guía de Práctica Clínica de las lesiones musculares. Epidemiología, diagnóstico, tratamiento y prevención. *Apunts Med Esport*, 164, 179-203.
- Small, K., McNaughton, L., Greig, M., Lohkamp, M. y Lovell, R. (2009). Soccer fatigue, sprinting and hamstring injury risk. *International journal of sports medicine*, 30(8), 573-578.
- SmartMovement (2016). *Fases de la Carrera*. [Figura]. Recuperado de <http://www.Smartmovementsports.com>
- Soderberg, G. L. y Knutson, L. M. A. (2000). Guide for use and interpretation of kinesiology electromyographic data. *Phys Ther.*, 80, 485-498.
- Sole, G., Milosavljevic, S., Nicholson, H. D. y Sullivan, S. J. (2011). Selective strength loss and decreased muscle activity in hamstring injury. *J Orthop Sports Phys Ther*, 41(5), 354-363.
- Sole, G., Milosavljevic, S., Nicholson, H. y Sullivan, J. S. (2012). Altered muscle activation following hamstring injuries. *Br J Sports Med*, 46, 118-123.
- Stanton, P. y Purdam, C. (1989). Hamstring injuries in sprinting: the role of eccentric exercise. *Journal of Orthopaedics and Sports Physical Therapy*, 10, 343-349.
- Sugiura, Y., Saito, T., Sakuraba, K., Sakuma, K. y Suzuki, E. (2008). Strength deficits identified with concentric action of the hip extensors and eccentric action of the hamstrings predispose to hamstring injury in elite sprinters. *J Orthop Sports Phys Ther*, 38 (8), 457-464.
- Sundby, Q. H. y Gorelick, M. (2014). Relationship between functional hamstring: quadriceps ratios and running economy in highly trained and recreational female runners. *Journal of strength and conditioning research*, 28(8), 2214-2227.

- Suydam, S., Manal, K. y Buchanan, T. (2016). The Advantages of Normalizing EMG to Ballistic Rather Than Isometric or Isokinetic Tasks. *Journal of Applied Biomechanics*, 1-26.
- Svensson, K., Alricsson, M., Karneback, G., Magounakis, T. y Werner, S. (2015). Muscle injuries of the lower extremity: a comparison between young and old male elite soccer players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*
- Taj, T., y 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.
- Thelen, D. G., Chumanov, E. S., Best, T. M., Swanson, S. C. y Heiderscheit, B. C. (2005). Simulation of biceps femoris musculotendon mechanics during the swing phase of sprinting. *Med Sei Sports Exerc*, 37, 1931-1938.
- Theron, N., Schwellnus, M., Derman, W. y Dvorak, J. (2013). Illness and injuries in elite football players-A prospective cohort study during the FIFA confederations cup 2009. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 23(5), 379-383.
- Thomas, J. y Nelson, J. (2007). *Métodos de investigación en actividad física*. Badalona, España: Paidotribo.
- Thorlund, J. B., Aagaard, P. y Madsen, K. (2009). Rapid muscle force capacity changes after soccer match play. *International journal of sports medicine*, 30(4), 273-278.
- Thourny-Chollet, C. y Leroy, D. (2002). Conventional vs dynamic hamstring-quadriceps strength ratios: a comparison between players and sedentary subjects. *Isokinetics and Exercise Science*, 10, 183-192.
- Tillin, N. A., Gerard, M. T. y Folland, J. (2013). Explosive force production during isometric squats correlates with athletic performance in rugby union players. *Journal of Sports Sciences*, 31(1), 66-76.
- Tillin, N. A., Jimenez-Reyes, P., Pain, M. T. G. y Folland, J. P. (2010). Neuromuscular performance of explosive power athletes versus untrained individuals. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42(4), 781-790.
- Torres, G., Chorro, D., Navandar, A., Rueda, J., Garrido, D., Fernandez, L. y Navarro, E. (2017). Electromyographical analysis of hamstring and quadriceps co-activation in soccer players. *The Future of soccer medicine, XXVI International Conference on Sports Rehabilitation and Traumatology*. Calzetti Mariucci, Italia.
- Tsaklis, P., Malliaropoulos, N., Mendiguchia, J., Korakakis, V., Tsapralis, K., Pyne, D. y 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, 209-217.

- Türker, H. y Sözen, H. (2013). Surface Electromyography in Sports and Exercise. *Electrodiagnosis in New Frontiers of Clinical Research*, 9, 175-193.
- Ueblacker, P., Haensel, L. y Mueller-Wohlfahrt, H. W. (2016). Treatment of muscle injuries in football. *Journal of Sports Sciences*, 34(24), 2329–2337.
- Ueblacker, P., Muller-Wohlfahrt, H. W. y Ekstrand, J. (2015). Epidemiological and clinical outcome comparison of indirect ('strain') versus direct ('contusion') anterior and posterior thigh muscle injuries in male elite football players: UEFA Elite League study of 2287 thigh injuries (2001-2013). *British Journal of Sports Medicine*, 49(22), 1461-1465.
- Van der Horst, N., Smits, D. W., Petersen, J., Goedhart, E. A. y 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 Dyk, N., Bahr, R., Whiteley, R., Tol, J. L., Kumar, B. D., Hamilton, B... Witvrouw, E. (2016). Hamstring and Quadriceps Isokinetic Strength Deficits Are Weak Risk Factors for Hamstring Strain Injuries: A 4-Year Cohort Study. *Am J Sports Med*, 44(7), 1789-1795.
- Van Mechelen, W., Hlobil, H. y Kemper, H. C. G. (1992). Incidence, severity, aetiology and prevention of sport injuries. A review concepts. *Sports Medicine*, 14, 82-99.
- Vaz, M. A., Zhang, Y., Herzog, W., Guimaraes, A. C. S. y MacIntosh, B. R. (1996). The behavior of rectus femoris and vastus lateralis during fatigue and recovery: an electromyographic and vibromyographic study. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 36, 221-230.
- Verrall, G. M., Slavotinek, J. P., Barnes, P. G., Fon, G. T. y Spriggins, A. J. (2001). Clinical risk factors for hamstring muscle strain injury: a prospective study with correlation of injury by magnetic resonance imaging. *Br J Sports Med*, 35, 435-439.
- Vilarroy, A., Marco, M. C. y Moros, T. (1997). Electromiografía cinesiológica. *Rehabilitación*, 31, 230-236.
- Waldén, M., Häggglund, M. y Ekstrand J. (2005). UEFA Champions League study: a prospective study of injuries in professional football during the 2001-2002 season. *British Journal of Sports Medicine*, 39, 542-546.
- Waldron, M. y Murphy, A. (2013). A Comparison of Physical Abilities and Match Performance Characteristics Among Elite and Subelite Under-14 Soccer Players. *Pediatric Exercise Science*, 25(3), 423-434.
- Warren, G. L., Hayes, D. A., Lowe, D. A., Williams, J. H. y Armstrong, R. B. (1994). Eccentric contraction-induced injury in normal and hindlimb-suspended mouse soleus and EDL muscles. *J. Appl. Physiol.*, 77, 1421-1430.

- Watanabe, K. y Akima, H. (2009). Normalized EMG to normalized torque relationship of vastus intermedius muscle during isometric knee extension. *Eur J Appl Physiol*, 106 (5), 665-673.
- Watanabe, K. y Akima, H. (2009). Cross-talk from adjacent muscle has a negligible effect on surface electromyographic activity of vastus intermedius muscle during isometric contraction. *J Electromyogr Kinesiol*, 19, 280-289.
- Whiteley, R., Einarsson, E., Thomson, A. y Hansen, C. (2017). Is the swing or stance phase more likely to injure the hamstrings during running? An EMG investigation using a reduced bodyweight (Alter-G®) treadmill. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20, 106-128.
- Wisloff, U., Helgerud, J. y Hoff, J. (1995). Strength and endurance of elite soccer players. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 30, 462-467.
- Witvrouw, E., Danneels, L., Asselman, P., D'Have, T. y Cambier, D. (2003). Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study. *Am J Sports Med.*, 31(1), 41-46.
- Woods, J. J. y Bigland-Titchie, B. (1983). Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles. an anatomical/functional argument for the existence of both. *Am J Phys Med*, 62(6), 287-299.
- Woods, C., Hawkins, R.D., Maltby, S., Hulse, M., Thomas, A. y 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, 36-41.
- Yeung, S., Suen, A. y Yeung, E. (2009). A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: preseason muscle imbalance as a possible risk factor. *Br J Sports Med*, 43, 589-594.
- Youdas, J. W., Hollman, J. H., Hitchcock, J. R., Hoyme, G. J. y 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. *J Strength Cond Res.*, 21(1), 105-111.
- Yu, B., Queen, R. M., Abbey, A. N., Liu, V., Moorman, C. T. y Garrett, W. E. (2008). Hamstring muscle kinematics and activation during overground sprinting. *Journal of Biomechanics*, 41(15), 3121-3126.
- Zahinos, J. I., González, C. y Salinero, J. (2010). Epidemiological study of the injuries, the processes of readaptation and prevention of the injury of anterior cruciate ligamento in the professional football. *Journal of Sport and Health Research*, 2(2), 139-150.

VIII

ANEXOS

8.1. Datos.

Datos del lunge en el *Equipo 1* (%RMS y ratios I:C en miembro inferior D y ND)

Iniciales	Grupo	Dominante	RFD	RFND	VMD	VMND	VLD	VLND	BFD	BFND	STD	STND	RD	RND
JS	E1	Der	14.73	15.99	51.35	64.67	33.91	19.34	28.42	57.25	71.58	42.75	0.13	0.11
AA	E1	Der	27.61	21.30	38.43	53.93	33.96	24.77	37.22	54.75	62.78	45.25	0.10	0.14
AL	E1	Der	12.54	9.03	69.90	67.17	17.56	23.80	25.41	51.77	74.59	48.23	0.11	0.11
AR	E1	Der	23.27	18.52	28.74	46.37	47.99	35.11	47.59	59.30	52.41	40.70	0.13	0.13
AV	E1	Der	9.78	15.04	57.85	67.69	32.37	17.27	32.23	47.12	67.77	52.88	0.12	0.13
BD	E1	Der	25.23	24.98	51.69	46.14	23.08	28.88	29.15	66.15	70.85	33.85	0.08	0.18
IL	E1	Der	25.58	34.75	36.89	37.20	37.53	28.06	26.85	30.92	73.15	69.08	0.15	0.15
JC	E1	Der	19.38	10.81	45.65	63.54	34.98	25.65	30.89	49.71	69.11	50.29	0.07	0.15
JL	E1	Der	7.68	5.74	68.26	66.06	24.06	28.20	35.87	53.53	64.13	46.47	0.09	0.18
JR	E1	Der	19.50	12.08	38.09	51.42	42.41	36.50	27.66	32.38	72.34	67.62	0.14	0.15
JV	E1	Der	16.94	14.38	42.56	53.61	40.51	32.01	37.26	42.13	62.74	57.87	0.17	0.14
PS	E1	Izq	15.77	8.96	72.64	72.71	11.60	18.33	54.24	51.33	45.76	48.67	0.09	0.15
KY	E1	Izq	5.06	14.02	54.68	42.58	40.27	43.40	42.24	46.41	57.76	53.59	0.16	0.09
FH	E1	Izq	14.39	14.91	64.76	61.44	20.85	23.65	16.90	20.52	83.10	79.48	0.16	0.10
ML	E1	Izq	18.48	9.40	44.15	53.37	37.37	37.23	36.65	42.46	63.35	57.54	0.18	0.15
RL	E1	Izq	8.65	6.69	62.78	49.43	28.57	43.89	82.92	18.33	17.08	81.67	0.46	0.25
SE	E1	Izq	18.51	16.92	41.25	39.01	40.24	44.08	43.87	33.21	56.13	66.79	0.19	0.28

Datos del lunge en el *Equipo 2* (%RMS y ratios I:C en miembro inferior D y ND)

Iniciales	Grupo	Dominante	RFD	RFND	VMD	VMND	VLD	VLND	BFD	BFND	STD	STND	RD	RND
ER	E2	Der	15.05	7.09	56.61	74.94	28.34	17.97	20.05	24.07	79.95	75.93	0.18	0.25
JM	E2	Der	20.50	33.78	57.12	46.84	22.38	19.39	27.20	30.71	72.80	69.29	0.08	0.10
JMF	E2	Der	11.08		60.02		28.90		28.50		71.50		0.06	
MA	E2	Der	14.91	9.98	45.77	64.17	39.33	25.85	68.22	68.15	31.78	31.85	0.14	0.13
JP	E2	Der	23.00	21.53	42.03	44.44	34.98	34.02	41.61	64.67	58.39	35.33	0.23	0.38
ANP	E2	Der	5.03	16.76	68.10	53.39	26.87	29.85	45.49	46.37	54.51	53.63	0.18	0.30
AP	E2	Der	23.40	11.94	55.76	65.95	20.83	22.11	27.83	42.55	72.17	57.45	0.19	0.08
DM	E2	Der	23.61	21.67	42.40	60.84	33.99	17.49	17.05	31.35	82.95	68.65	0.14	0.22
EJ	E2	Der	17.82	15.27	62.96	68.43	19.21	16.29	35.78	38.89	64.22	61.11	0.13	0.17
GI	E2	Der	15.09	19.50	50.84	53.69	34.07	26.81	55.03	55.67	44.97	44.33	0.09	0.17
SN	E2	Der	31.57	17.21	44.47	55.96	23.96	26.83	33.23	33.96	66.77	66.04	0.06	0.14
RB	E2	Der	10.06	26.75	64.54	56.36	25.40	16.89	26.81	26.34	73.19	73.66	0.12	0.14
JID	E2	Izq	13.50	5.66	72.08	73.23	14.42	21.11	36.97	29.34	63.03	70.66	0.25	0.21
AB	E2	Izq	29.93	25.53	52.39	43.63	17.67	30.84	41.72	44.53	58.28	55.47	0.17	0.27
AH	E2	Izq	8.04	16.83	55.79	46.64	36.17	36.53	25.09	41.04	74.91	58.96	0.10	0.26
AN	E2	Izq	11.92	8.60	62.21	66.23	25.87	25.17	33.28	54.42	66.72	45.58	0.12	0.09
OD	E2	Izq	10.74	18.45	61.35	44.39	27.91	37.16	34.99	45.21	65.01	54.79	0.27	0.24

Datos del lunge en el *Equipo 3* (%RMS y ratios I:C en miembro inferior D y ND)

Iniciales	Grupo	Dominante	RFD	RFND	VMD	VMND	VLD	VLND	BFD	BFND	STD	STND	RD	RND
Arod	E3	Der	10.68	16.77	67.81	58.99	21.51	24.24	52.596	53.23	47.40	46.77	0.16	0.22
AS	E3	Der	16.96	7.98	60.76	70.53	22.28	21.49	42.116	50.76	57.88	49.24	0.15	0.53
AM	E3	Der	9.96	12.44	60.19	65.44	29.86	22.13	29.439	36.45	70.56	63.55	0.15	0.23
AnM	E3	Der	19.81	17.65	48.63	52.59	31.56	29.76	63.704	36.65	36.30	63.35	0.28	0.21
CI	E3	Der	23.44	12.36	55.04	49.76	21.52	37.89	40.411	35.36	59.59	64.64	0.08	0.14
GT	E3	Der	25.44	14.03	46.22	61.94	28.34	24.03	42.544	56.91	57.46	43.09	0.10	0.10
GP	E3	Der	17.25	22.59	47.11	43.17	35.65	34.24	24.162	24.66	75.84	75.34	0.14	0.21
IH	E3	Der	12.82	9.87	57.04	28.98	30.13	61.15	23.404	48.97	76.60	51.03	0.15	0.11
JM	E3	Der	17.28	16.16	59.53	58.09	23.18	25.75	28.989	37.70	71.01	62.30	0.21	0.14
KB	E3	Der	16.58	19.41	61.46	61.51	21.96	19.08	44.571	44.35	55.43	55.65	0.14	0.20
MS	E3	Der	27.39	21.94	54.18	56.05	18.42	22.01	33.576	36.91	66.42	63.09	0.15	0.11
NG	E3	Der	6.38	24.25	65.83	45.03	27.79	30.71	45.546	46.59	54.45	53.41	0.16	0.19
TM	E3	Der	11.87	23.89	66.32	52.22	21.80	23.90	57.848	39.39	42.15	60.61	0.19	0.10
AJS	E3	Izq	12.80	8.84	57.43	71.57	29.78	19.59	34.230	35.02	65.77	64.98	0.17	0.31
DA	E3	Izq	16.19	11.54	54.71	64.91	29.09	23.55	58.268	39.44	41.73	60.56	0.09	0.12
DH	E3	Izq	22.08	21.94	47.04	45.62	30.87	32.44	44.737	44.06	55.26	55.94	0.15	0.09
RF	E3	Izq	8.81	15.79	72.18	51.69	19.01	32.52	69.956	35.20	30.04	64.80	0.32	0.19

Datos del lunge en el *Control* (%RMS y ratios I:V en miembro inferior D y ND)

Iniciales	Grupo	Dominante	RFD	RFND	VMD	VMND	VLD	VLND	BFD	BFND	STD	STND	RD	RND
JB	CON	Der	12.05	16.99	54.94	59.46	33.01	23.55	24.47	52.39	75.53	47.61	0.23	0.34
JG	CON	Der	18.06	22.57	57.92	60.60	24.01	16.82	45.19	64.81	54.81	35.19	0.07	0.09
JMP	CON	Der	34.19	11.79	29.94	65.33	35.87	22.88	40.33	44.79	59.67	55.21	0.28	0.11
JR	CON	Der	9.36	12.57	58.94	52.02	31.70	35.41	35.93	35.28	64.07	64.72	0.14	0.24
EU	CON	Der	14.00	12.43	47.27	63.65	38.73	23.92	41.36	53.96	58.64	46.04	0.12	0.15
AF	CON	Der	11.05	20.92	50.05	65.00	38.90	14.08	44.79	70.81	55.21	29.19	0.24	0.23
AR	CON	Der	38.17	6.75	30.98	65.40	30.86	27.86	52.91	42.85	47.09	57.15	0.10	0.33
CG	CON	Der	4.66	8.40	36.70	71.01	58.64	20.59	36.33	23.75	63.67	76.25	0.24	0.38
DE	CON	Der	12.10	10.98	54.72	69.16	33.18	19.87	42.15	4.16	57.85	95.84	0.13	0.16
GT	CON	Der	19.06	11.87	49.78	49.32	31.16	38.81	40.23	50.88	59.77	49.12	0.12	0.16
MAM	CON	Der	7.73	16.82	39.84	62.89	52.44	20.29	29.77	39.14	70.23	60.86	0.23	0.23
MM	CON	Der	7.73	16.98	40.58	62.71	51.69	20.30	29.89	38.72	70.11	61.28	0.23	0.22
SB	CON	Der	16.25	8.51	47.06	67.11	36.69	24.38	30.49	33.13	69.51	66.87	0.16	0.36
VM	CON	Der	9.59	10.49	59.16	65.65	31.25	23.86	38.45	34.31	61.55	65.69	0.28	0.28
ST	CON	Izq	7.82	9.29	76.99	75.01	15.19	15.70	22.27	50.59	77.73	49.41	0.16	0.18
LC	CON	Izq	17.56	9.14	54.52	75.70	27.92	15.16	36.36	55.76	63.64	44.24	0.14	0.18
DC	CON	Izq	8.80	13.21	68.92	58.02	22.27	28.77	39.48	60.84	60.52	39.16	0.18	0.14

Datos del squat unipodal en el *Equipo 1* (%RMS y ratios I:C en miembro inferior D y ND)

Iniciales	Grupo	Dominante	RFD	RFND	VMD	VMND	VLD	VLND	BFD	BFND	STD	STND	RD	RND
JS	E1	Der	11.46	15.64	45.52	62.28	43.02	22.07	34.27	39.89	65.73	60.11	0.18	0.16
AA	E1	Der	26.61	15.17	34.46	59.29	38.93	25.54	35.09	41.57	64.91	58.43	0.11	0.15
AL	E1	Der	10.42	8.37	69.02	66.97	20.55	24.66	38.94	41.12	61.06	58.88	0.15	0.07
AR	E1	Der	21.82	14.35	30.14	45.76	48.04	39.89	31.80	48.06	68.20	51.94	0.19	0.24
AV	E1	Der	10.38	11.37	62.44	61.44	27.17	27.19	40.11	69.14	59.89	30.86	0.07	0.11
BD	E1	Der	16.05		56.92		27.03		32.21		67.79		0.12	
IL	E1	Der	20.17	37.16	31.89	39.92	47.94	22.92	26.45	26.42	73.55	73.58	0.19	0.25
JC	E1	Der	12.68	8.63	54.46	66.16	32.86	25.21	26.02	35.28	73.98	64.72	0.11	0.15
JL	E1	Der	8.00	5.01	66.72	65.20	25.27	29.78	56.85	45.53	43.15	54.47	0.11	0.18
JR	E1	Der	15.83	15.18	38.06	50.36	46.10	34.46	23.25	29.76	76.75	70.24	0.16	0.13
JV	E1	Der	4.30	4.40	66.77	67.20	28.93	28.40	35.88	35.25	64.12	64.75	0.24	0.27
PS	E1	Izq	13.23	5.82	76.41	75.20	10.36	18.98	53.43	48.67	46.57	51.33	0.18	0.20
KY	E1	Izq	3.51	9.35	55.28	45.89	41.21	44.76	27.81	30.40	72.19	69.60	0.20	0.25
FH	E1	Izq	20.62	14.30	50.44	61.96	28.94	23.74	27.65	13.91	72.35	86.09	0.11	0.17
ML	E1	Izq	9.23	10.27	53.28	53.78	37.49	35.95	33.14	43.90	66.86	56.10	0.13	0.21
RL	E1	Izq	4.31	21.32	28.92	31.77	66.77	46.90	37.48	35.29	62.52	64.71	0.06	0.13
SE	E1	Izq	20.19	25.96	49.54	34.18	30.27	39.86	43.66	48.14	56.34	51.86	0.18	0.31

Datos del squat unipodal en el *Equipo 2* (%RMS y ratios I:C en miembro inferior D y ND)

Iniciales	Grupo	Dominante	RFD	RFND	VMD	VMND	VLD	VLND	BFD	BFND	STD	STND	RD	RND
ER	E2	Der	14.45	5.56	58.54	76.41	27.01	18.03	25.96	19.54	74.04	80.46	0.12	0.22
JM	E2	Der	17.24	25.95	56.79	55.00	25.97	19.05	31.32	38.59	68.68	61.41	0.13	0.10
JMF	E2	Der	4.90	6.96	62.17	67.60	32.93	25.43	30.90	37.24	69.10	62.76	0.19	0.33
MA	E2	Der	9.63	6.99	50.05	61.53	40.32	31.48	70.52	65.42	29.48	34.58	0.23	0.17
JP	E2	Der	18.99	15.08	45.18	53.25	35.82	31.66	47.26	43.05	52.74	56.95	0.28	0.26
ANP	E2	Der	6.23	15.31	60.19	53.66	33.57	31.03	46.54	55.29	53.46	44.71	0.25	0.23
AP	E2	Der	11.56	11.05	73.72	62.36	14.72	26.59	26.27	27.95	73.73	72.05	0.30	0.20
DM	E2	Der	20.74	20.29	40.74	61.79	38.51	17.92	21.40	30.66	78.60	69.34	0.16	0.23
EJ	E2	Der	15.66		62.35		21.99		30.41		69.59		0.13	
GI	E2	Der	5.21	12.38	58.17	56.68	36.62	30.94	32.74	44.55	67.26	55.45	0.16	0.19
SN	E2	Der	20.28	13.68	55.38	48.89	24.35	37.43	41.09	42.38	58.91	57.62	0.16	0.27
RB	E2	Der	7.14	22.11	64.30	62.34	28.57	15.54	21.97	29.57	78.03	70.43	0.20	0.24
JID	E2	Izq	8.88	12.17	80.08	57.36	11.04	30.47	28.18	24.92	71.82	75.08	0.30	0.53
AB	E2	Izq	12.71	16.66	64.19	45.09	23.10	38.25	55.83	32.33	44.17	67.67	0.47	0.48
AH	E2	Izq	5.69	11.80	53.08	65.65	41.23	22.55	30.08	38.52	69.92	61.48	0.13	0.27
AN	E2	Izq	19.53	7.54	62.02	67.25	18.45	25.22	45.89	37.02	54.11	62.98	0.11	0.13
OD	E2	Izq	14.48	17.28	63.25	48.58	22.27	34.14	33.89	36.71	66.11	63.29	0.19	0.31

Datos del squat unipodal en el *Equipo 3* (%RMS y ratios I:C en miembro inferior D y ND)

Iniciales	Grupo	Dominante	RFD	RFND	VMD	VMND	VLD	VLND	BFD	BFND	STD	STND	RD	RND
Arod	E3	Der		16.88	74.96	57.49	25.04	25.63	16.65	42.25	83.35	57.75	0.79	0.23
AS	E3	Der	22.46	14.66	56.12	60.45	21.41	24.89	41.93	92.12	58.07	7.88	0.21	0.18
AM	E3	Der	14.00	8.58	55.91	67.54	30.09	23.88	19.30	30.22	80.70	69.78	0.26	0.21
AnM	E3	Der	12.03	13.95	46.60	56.22	41.37	29.82	66.51	18.00	33.49	82.00	0.27	0.26
CI	E3	Der	18.01	14.74	60.44	44.27	21.54	40.99	43.16	43.40	56.84	56.60	0.18	0.14
GT	E3	Der	17.37	4.59	49.76	60.38	32.88	35.03	55.36	57.13	44.64	42.87	0.22	0.26
GP	E3	Der	19.07	23.97	47.06	38.50	33.86	37.53	29.86	27.22	70.14	72.78	0.19	0.26
IH	E3	Der	15.14	17.01	49.24	36.64	35.62	46.35	53.91	85.00	46.09	15.00	0.11	0.16
JM	E3	Der	25.91	13.88	52.70	59.07	21.40	27.04	28.33	44.85	71.67	55.15	0.12	0.22
KB	E3	Der	17.36	13.73	60.28	67.91	22.37	18.36	46.10	48.86	53.90	51.14	0.16	0.29
MS	E3	Der	13.73	12.91	64.07	63.93	22.19	23.16	35.74	42.99	64.26	57.01	0.21	0.17
NG	E3	Der	2.86	16.38	64.64	62.21	32.50	21.40	45.17	53.62	54.83	46.38	0.24	0.19
TM	E3	Der	17.06	21.74	55.18	53.01	27.75	25.25	61.74	51.23	38.26	48.77	0.27	0.14
AJS	E3	Izq	22.59	10.06	41.19	70.17	36.22	19.78	46.53	36.20	53.47	63.80	0.17	0.26
DA	E3	Izq	18.13	10.49	54.80	68.68	27.07	20.83	57.26	36.73	42.74	63.27	0.11	0.20
DH	E3	Izq	24.52	21.50	43.99	48.25	31.50	30.25	55.33	49.60	44.67	50.40	0.10	0.09
RF	E3	Izq	9.90	11.04	63.09	54.60	27.00	34.36	39.90	32.33	60.10	67.67	0.14	0.20

Datos del squat unipodal en el *Control* (%RMS y ratios I:C en miembro inferior D y ND)

Iniciales	Grupo	Dominante	RFD	RFND	VMD	VMND	VLD	VLND	BFD	BFND	STD	STND	RD	RND
JB	CON	Der	15.31	19.71	58.53	54.80	26.16	25.48	30.81	64.82	69.19	35.18	0.19	0.23
JG	CON	Der	19.41	20.31	67.25	60.85	13.34	18.84	46.29	44.86	53.71	55.14	0.14	0.13
JMP	CON	Der	26.84	10.73	35.44	67.72	37.73	21.54	40.02	48.60	59.98	51.40	0.23	0.14
JR	CON	Der	17.04	20.54	52.74	39.71	30.22	39.75	33.56	29.18	66.44	70.82	0.10	0.13
EU	CON	Der	19.95	12.52	53.00	58.23	27.06	29.24	54.04	66.60	45.96	33.40	0.09	0.20
AF	CON	Der	17.88	14.55	40.48	64.23	41.64	21.21	42.37	77.17	57.63	22.83	0.14	0.14
AR	CON	Der	28.85	6.54	41.33	67.10	29.82	26.36	59.45	50.20	40.55	49.80	0.15	0.27
CG	CON	Der	16.38	15.23	50.80	61.19	32.82	23.58	38.99	29.09	61.01	70.91	0.15	0.19
DE	CON	Der	10.73	7.99	55.74	73.46	33.53	18.55	52.99	62.53	47.01	37.47	0.20	0.33
GT	CON	Der	15.78	13.42	54.38	53.35	29.85	33.23	44.82	33.11	55.18	66.89	0.12	0.17
MAM	CON	Der	7.11	9.88	39.39	70.54	53.50	19.58	30.19	47.93	69.81	52.07	0.33	0.13
MM	CON	Der	7.13	10.12	39.41	70.21	53.46	19.67	30.09	43.15	69.91	56.85	0.33	0.14
SB	CON	Der	13.85	13.87	49.34	64.04	36.81	22.09	34.16	26.52	65.84	73.48	0.15	0.35
VM	CON	Der	11.66	10.73	56.98	55.63	31.36	33.64	39.55	57.22	60.45	42.78	0.33	0.34
ST	CON	Izq	8.88	11.50	71.77	70.45	19.35	18.05	23.89	61.77	76.11	38.23	0.14	0.29
LC	CON	Izq	6.92	4.33	61.92	81.22	31.16	14.45	29.63	40.52	70.37	59.48	0.16	0.18
DC	CON	Izq	10.73	15.67	65.94	60.49	23.33	23.84	45.06	60.30	54.94	39.70	0.16	0.15

Datos del squat bipodal en el *Equipo 1* (%RMS y ratios I:C en miembro inferior D y ND)

Iniciales	Grupo	Dominante	RFD	RFND	VMD	VMND	VLD	VLND	BFD	BFND	STD	STND	RD	RND
JS	E1	Der	27.94	28.98	38.39	52.52	33.67	18.50	48.05	59.96	51.95	40.04	0.09	0.05
AA	E1	Der	39.10	18.73	32.39	57.98	28.51	23.29	29.12	24.11	70.88	75.89	0.20	0.25
AL	E1	Der	22.51	11.13	53.94	61.19	23.54	27.68	40.36	46.69	59.64	53.31	0.07	0.06
AR	E1	Der	23.86	18.16	30.89	40.20	45.25	41.64	82.24	73.85	17.76	26.15	0.60	0.33
AV	E1	Der	18.53	29.71	53.07	52.55	28.40	17.74	40.53	38.96	59.47	61.04	0.05	0.07
BD	E1	Der	36.99	31.19	45.15	41.99	17.86	26.82	40.64	57.39	59.36	42.61	0.08	0.12
IL	E1	Der	41.84	40.75	26.16	30.79	32.00	28.46	27.99	20.38	72.01	79.62	0.19	0.17
JC	E1	Der	14.12	11.93	48.84	63.20	37.04	24.86	38.06	56.69	61.94	43.31	0.08	0.10
JL	E1	Der	6.69	5.47	65.92	64.14	27.39	30.38	31.78	28.55	68.22	71.45	0.17	0.18
JR	E1	Der	23.13	19.09	37.26	47.71	39.61	33.19	20.74	39.34	79.26	60.66	0.13	0.11
JV	E1	Der	17.58	12.22	53.88	51.74	28.54	36.04	31.43	24.00	68.57	76.00	0.33	0.26
PS	E1	Izq	28.19	11.41	52.14	68.57	19.67	20.02	68.68	50.89	31.32	49.11	0.09	0.11
KY	E1	Izq	38.34	22.14	36.86	44.17	24.80	33.70	57.41	19.02	42.59	80.98	0.09	0.16
FH	E1	Izq	16.22	16.49	63.08	59.31	20.70	24.20	34.88	23.70	65.12	76.30	0.28	0.09
ML	E1	Izq	10.89	13.02	50.94	50.10	38.18	36.88	89.46	36.67	10.54	63.33	0.44	0.08
RL	E1	Izq	8.72	16.71	37.15	30.51	54.13	52.78	54.70	28.65	45.30	71.35	0.07	0.11
SE	E1	Izq	30.19	28.69	41.22	35.53	28.59	35.78	39.42	39.24	60.58	60.76	0.17	0.13

Datos del squat bipodal en el *Equipo 2* (%RMS y ratios I:C en miembro inferior D y ND)

Iniciales	Grupo	Dominante	RFD	RFND	VMD	VMND	VLD	VLND	BFD	BFND	STD	STND	RD	RND
ER	E2	Der	21.98	12.09	56.96	67.51	21.07	20.40	24.67	19.14	75.33	80.86	0.07	0.11
JM	E2	Der	11.39	46.43	65.11	38.23	23.50	15.34	36.80	48.98	63.20	51.02	0.08	0.04
JMF	E2	Der	7.45	39.85	57.99	36.72	34.56	23.43	41.52	50.12	58.48	49.88	0.09	0.12
MA	E2	Der	22.84	14.40	35.21	58.86	41.95	26.75	46.51	48.72	53.49	51.28	0.08	0.05
JP	E2	Der	18.29	21.70	52.29	52.55	29.42	25.75	50.99	50.47	49.01	49.53	0.20	0.17
ANP	E2	Der	4.50	18.18	72.72	46.44	22.77	35.39	22.71	40.46	77.29	59.54	0.19	0.18
AP	E2	Der	15.42	29.13	61.27	38.47	23.31	32.40	28.49	51.05	71.51	48.95	0.19	0.15
DM	E2	Der	11.84	17.08	45.92	63.07	42.24	19.85	38.78	58.10	61.22	41.90	0.08	0.14
EJ	E2	Der	18.37	27.83	57.80	53.08	23.82	19.09	34.23	41.73	65.77	58.27	0.08	0.10
GI	E2	Der	12.48	18.90	57.52	54.60	30.00	26.51	38.76	49.25	61.24	50.75	0.13	0.18
SN	E2	Der	34.77	37.46	43.30	28.61	21.93	33.93	48.44	45.07	51.56	54.93	0.05	0.10
RB	E2	Der	9.54	18.72	79.79	70.95	10.67	10.33	28.77	48.75	71.23	51.25	0.07	0.14
JID	E2	Izq	9.41	20.20	78.51	46.53	12.08	33.27	33.55	39.65	66.45	60.35	0.22	0.21
AB	E2	Izq	32.30	26.46	47.95	36.90	19.75	36.64	41.69	36.79	58.31	63.21	0.13	0.26
AH	E2	Izq	8.27	9.65	51.14	62.96	40.59	27.39	22.63	67.23	77.37	32.77	0.11	0.60
AN	E2	Izq	30.05	10.57	48.42	62.11	21.53	27.32	39.18	35.01	60.82	64.99	0.10	0.10
OD	E2	Izq	13.81	16.77	72.56	64.94	13.63	18.29	43.58	39.95	56.42	60.05	0.19	0.24

Datos del squat bipodal en el *Equipo 3* (%RMS y ratios I:C en miembro inferior D y ND)

Iniciales	Grupo	Dominante	RFD	RFND	VMD	VMND	VLD	VLND	BFD	BFND	STD	STND	RD	RND
Arod	E3	Der	51.05	17.69	32.83	37.88	16.12	44.44	49.75	57.57	50.25	42.43	0.22	0.32
AS	E3	Der	42.98	18.79	39.84	59.26	17.19	21.95	50.20	67.02	49.80	32.98	0.13	0.27
AM	E3	Der	26.96	25.48	50.51	52.31	22.53	22.21	36.06	32.54	63.94	67.46	0.07	0.18
AnM	E3	Der	31.34	9.14	33.44	57.15	35.21	33.71	68.30	42.00	31.70	58.00	0.23	0.37
CI	E3	Der	18.32	18.61	49.04	38.45	32.63	42.94	26.36	35.76	73.64	64.24	0.24	0.18
GT	E3	Der	17.92	6.19	52.44	50.73	29.63	43.08	43.03	51.39	56.97	48.61	0.22	0.22
GP	E3	Der	28.42	40.57	40.04	36.75	31.55	22.67	36.88	43.41	63.12	56.59	0.09	0.13
IH	E3	Der	17.92	24.46	47.78	43.56	34.31	31.98	16.83	40.58	83.17	59.42	0.21	0.21
JM	E3	Der	24.07	24.28	52.49	51.20	23.44	24.51	43.89	52.34	56.11	47.66	0.09	0.11
KB	E3	Der	15.47	29.54	62.74	50.21	21.79	20.25	57.49	58.23	42.51	41.77	0.15	0.24
MS	E3	Der	36.08	23.30	48.11	56.71	15.80	19.99	50.56	45.13	49.44	54.87	0.12	0.12
NG	E3	Der	22.39	29.26	53.41	53.62	24.21	17.11	27.36	77.90	72.64	22.10	0.08	0.15
TM	E3	Der	8.81	16.41	74.16	51.39	17.03	32.19	60.34	49.60	39.66	50.40	0.15	0.15
AJS	E3	Izq	11.57	19.19	52.53	58.61	35.90	22.20	40.72	42.03	59.28	57.97	0.28	0.34
DA	E3	Izq	13.26	13.00	59.11	65.69	27.62	21.30	40.43	45.82	59.57	54.18	0.21	0.11
DH	E3	Izq	28.44	23.08	41.13	44.20	30.44	32.72	68.39	48.05	31.61	51.95	0.28	0.11
RF	E3	Izq	18.25	21.86	54.82	47.99	26.93	30.14	29.79	31.07	70.21	68.93	0.17	0.15

Datos del squat bipodal en el *Control* (%RMS y ratios I:C en miembro inferior D y ND)

Iniciales	Grupo	Dominante	RFD	RFND	VMD	VMND	VLD	VLND	BFD	BFND	STD	STND	RD	RND
JB	CON	Der	11.95	38.45	56.86	39.41	31.19	22.14	27.98	51.50	72.02	48.50	0.37	0.21
JG	CON	Der	17.55	23.36	57.29	54.86	25.16	21.78	43.84	38.17	56.16	61.83	0.11	0.11
JMP	CON	Der	27.33	15.10	35.00	61.48	37.67	23.41	34.30	44.02	65.70	55.98	0.27	0.12
JR	CON	Der	11.71	25.67	58.85	42.40	29.43	31.93	21.95	21.96	78.05	78.04	0.15	0.34
EU	CON	Der	25.49	15.34	52.24	50.69	22.27	33.97	57.50	74.45	42.50	25.55	0.10	0.11
AF	CON	Der	19.44	26.45	41.03	57.04	39.53	16.51	41.06	61.91	58.94	38.09	0.10	0.08
AR	CON	Der	13.12	31.86	45.73	43.98	41.15	24.17	42.34	31.38	57.66	68.62	0.11	0.10
CG	CON	Der												
DE	CON	Der	14.30	15.54	52.35	61.43	33.34	23.02	38.79	77.94	61.21	22.06	0.17	0.46
GT	CON	Der	22.99	19.35	47.94	51.11	29.06	29.54	37.13	67.01	62.87	32.99	0.12	0.21
MAM	CON	Der	14.34	19.81	39.50	58.18	46.16	22.01	30.03	36.48	69.97	63.52	0.17	0.11
MM	CON	Der	14.07	22.17	38.10	55.97	47.84	21.86	33.39	75.22	66.61	24.78	0.14	0.18
SB	CON	Der	13.86	23.20	48.58	56.35	37.56	20.45	39.88	34.49	60.12	65.51	0.06	0.23
VM	CON	Der	16.11	10.03	53.88	63.97	30.01	26.00	36.48	26.55	63.52	73.45	0.27	0.38
ST	CON	Izq	17.70	23.93	64.38	54.62	17.93	21.45	34.50	49.44	65.50	50.56	0.08	0.11
LC	CON	Izq	28.45	14.95	45.31	67.60	26.23	17.45	33.59	50.20	66.41	49.80	0.07	0.09
DC	CON	Izq	22.18	23.45	55.97	48.86	21.85	27.69	49.31	61.59	50.69	38.41	0.13	0.12

8.2. Análisis estadístico.

Estudio 1

1. Comparación de miembros inferiores

1.1. Patrón intramuscular

1.1.1. Lunge

1.1.1.1. Agrupando grupos.

Tabla I. Estimaciones generales en lunge. Grupos agrupados (%RMS).

Músculo	Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
RF	D	16.15	0.91	14.34	17.97
	ND	15.36	0.77	13.83	16.90
VM	D	53.82	1.33	51.16	56.49
	ND	57.93	1.22	55.50	60.36
VL	D	30.03	1.06	27.92	32.14
	ND	26.71	1.01	24.69	28.73
BF	D	38.35	1.54	35.27	41.43
	ND	43.16	1.60	39.97	46.35
ST	D	61.65	1.54	58.57	64.73
	ND	56.84	1.60	53.65	60.03

RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso; D: Dominante; ND: No Dominante

Tabla II. Comparaciones por pares en lunge. Grupos agrupados (%RMS).

Músculo	Miembro inferior		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
						Límite inferior	Límite superior
RF	D	ND	0.79	1.06	.459	-1.33	2.91
	ND	D	-0.79	1.06	.459	-2.91	1.33
VM	D	ND	-4.11*	1.51	.008	-7.13	-1.09
	ND	D	4.11*	1.51	.008	1.09	7.13
VL	D	ND	3.32*	1.27	.011	0.79	5.84
	ND	D	-3.32*	1.27	.011	-5.84	-0.79
BF	D	ND	-4.81*	2.03	.021	-8.86	-0.76
	ND	D	4.81*	2.03	.021	0.76	8.86
ST	D	ND	4.81*	2.03	.021	0.76	8.86
	ND	D	-4.81*	2.03	.021	-8.86	-0.76

Basadas en las medias marginales estimadas.

* La diferencia de medias es significativa al nivel

^b Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

1.1.1.2. Diferenciando grupos.

Tabla III. Estimaciones generales en lunge. Grupos diferenciados (%RMS).

Grupo	Miembro inferior	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
					Límite inferior	Límite superior
E1	D	RF	16.65	1.80	13.05	20.25
		VM	51.16	2.65	45.87	56.45
		VL	32.19	2.10	28.00	36.38
		BF	37.38	3.06	31.26	43.49
		ST	62.63	3.06	56.51	68.74
	ND	RF	14.91	1.53	11.87	17.96
		VM	55.08	2.41	50.26	59.90
		VL	30.01	2.01	26.00	34.02
		BF	44.55	3.17	38.22	50.87
		ST	55.46	3.17	49.13	61.78
	E2	RF	17.14	1.86	13.43	20.85
		VM	55.90	2.73	50.45	61.35
		VL	26.96	2.16	22.64	31.28
		BF	35.65	3.15	29.34	41.95
		ST	64.35	3.15	58.05	70.66
	ND	RF	17.28	1.57	14.14	20.43
		VM	57.45	2.49	52.48	62.42
		VL	25.27	2.07	21.14	29.40
		BF	42.33	3.26	35.81	48.85
		ST	57.67	3.26	51.15	64.19
E3	D	RF	16.22	1.80	12.62	19.82
		VM	57.73	2.65	52.44	63.02
		VL	26.04	2.10	21.85	30.24
		BF	43.30	3.06	37.19	49.42
		ST	56.70	3.06	50.59	62.81
	ND	RF	16.32	1.53	13.27	19.37
		VM	55.18	2.41	50.36	60.00
		VL	28.50	2.01	24.49	32.51
		BF	41.27	3.17	34.95	47.60
		ST	58.73	3.17	52.40	65.06
	CON	RF	14.60	1.80	11.00	18.20
		VM	50.49	2.65	45.20	55.78
		VL	34.91	2.10	30.72	39.10
		BF	37.08	3.06	30.97	43.20
		ST	62.92	3.06	56.80	69.03
	ND	RF	12.92	1.53	9.88	15.97
		VM	64.00	2.41	59.18	68.82
		VL	23.07	2.01	19.06	27.08
		BF	44.48	3.17	38.15	50.81
		ST	55.52	3.17	49.19	61.85

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; D: Dominante; ND: No Dominante; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla IV. Comparaciones por pares en lunge. Grupos diferenciados (%RMS).

Grupo	Músculo	Miembro inferior		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
							Límite inferior	Límite superior
E1	RF	D	ND	1.74	2.11	.412	-2.47	5.95
		ND	D	-1.74	2.11	.412	-5.95	2.47
	VM	D	ND	-3.92	3.00	.196	-9.92	2.07
		ND	D	3.92	3.00	.196	-2.07	9.92
	VL	D	ND	2.18	2.51	.388	-2.84	7.20
		ND	D	-2.18	2.51	.388	-7.20	2.84
	BF	D	ND	-7.17	4.02	.079	-15.21	0.87
		ND	D	7.17	4.02	.079	-0.87	15.21
	ST	D	ND	7.17	4.02	.079	-0.87	15.21
		ND	D	-7.17	4.02	.079	-15.21	0.87
E2	RF	D	ND	-0.15	2.17	.946	-4.49	4.19
		ND	D	0.15	2.17	.946	-4.19	4.49
	VM	D	ND	-1.54	3.09	.619	-7.72	4.63
		ND	D	1.54	3.09	.619	-4.63	7.72
	VL	D	ND	1.69	2.59	.516	-3.48	6.87
		ND	D	-1.69	2.59	.516	-6.87	3.48
	BF	D	ND	-6.68	4.15	.112	-14.97	1.60
		ND	D	6.68	4.15	.112	-1.60	14.97
	ST	D	ND	6.68	4.15	.112	-1.60	14.97
		ND	D	-6.68	4.15	.112	-14.97	1.60
E3	RF	D	ND	-0.10	2.11	.962	-4.31	4.11
		ND	D	0.10	2.11	.962	-4.11	4.31
	VM	D	ND	2.55	3.00	.398	-3.44	8.55
		ND	D	-2.55	3.00	.398	-8.55	3.44
	VL	D	ND	-2.46	2.51	.332	-7.47	2.57
		ND	D	2.46	2.51	.332	-2.57	7.47
	BF	D	ND	2.03	4.02	.616	-6.01	10.06
		ND	D	-2.03	4.02	.616	-10.06	6.01
	ST	D	ND	-2.03	4.02	.616	-10.06	6.01
		ND	D	2.03	4.02	.616	-6.01	10.06
CON	RF	D	ND	1.68	2.11	.430	-2.54	5.89
		ND	D	-1.68	2.11	.430	-5.89	2.54
	VM	D	ND	-13.51*	3.00	.000	-19.51	-7.52
		ND	D	13.51*	3.00	.000	7.52	19.51
	VL	D	ND	11.84*	2.51	.000	6.82	16.86
		ND	D	-11.84*	2.51	.000	-16.86	-6.82
	BF	D	ND	-7.40	4.02	.071	-15.43	0.64
		ND	D	7.40	4.02	.071	-0.64	15.43
	ST	D	ND	7.40	4.02	.071	-0.64	15.43
		ND	D	-7.40	4.02	.071	-15.43	0.64

Basadas en las medias marginales estimadas.

* La diferencia de medias es significativa al nivel

^b Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

1.1.2. Squat unipodal

1.1.2.1. Agrupando grupos.

Tabla V. Estimaciones generales en squat unipodal. Grupos agrupados (%RMS).

Músculo	Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
RF	D	14.38	0.78	12.82	15.93
	ND	13.71	0.76	12.18	15.23
VM	D	54.19	1.37	51.45	56.93
	ND	58.64	1.29	56.06	61.22
VL	D	31.44	1.25	28.93	33.94
	ND	27.66	0.95	25.76	29.55
BF	D	39.44	1.43	36.58	42.29
	ND	43.43	1.84	39.76	47.10
ST	D	60.56	1.43	57.71	63.42
	ND	56.57	1.84	52.90	60.24

RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Biceps Femoral; ST: Semitendinoso; D: Dominante; ND: No Dominante.

Tabla VI. Comparaciones por pares en squat unipodal. Grupos agrupados (%RMS).

Músculo	Miembro inferior		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
						Límite inferior	Límite superior
RF	D	ND	0.67	0.92	.470	-1.17	2.51
	ND	D	-0.67	0.92	.470	-2.51	1.17
VM	D	ND	-4.45*	1.56	.006	-7.57	-1.32
	ND	D	4.45*	1.56	.006	1.32	7.57
VL	D	ND	3.78*	1.42	.010	0.93	6.63
	ND	D	-3.78*	1.42	.010	-6.63	-0.93
BF	D	ND	-3.99*	1.87	.037	-7.74	-0.25
	ND	D	3.99*	1.87	.037	0.25	7.74
ST	D	ND	3.99*	1.87	.037	0.25	7.74
	ND	D	-3.99*	1.87	.037	-7.74	-0.25

Basadas en las medias marginales estimadas.

* La diferencia de medias es significativa al nivel

^b Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

1.1.2.2. Diferenciando grupos.

Tabla VII. Estimaciones generales en squat unipodal. Grupos diferenciados (%RMS).

Grupo	Miembro inferior	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
					Límite inferior	Límite superior
E1	D	RF	13.30	1.57	10.17	16.43
		VM	50.83	2.76	45.31	56.36
		VL	35.87	2.52	30.82	40.91
		BF	35.74	2.88	29.99	41.49
		ST	64.26	2.88	58.51	70.02
	ND	RF	13.89	1.54	10.82	16.97
		VM	55.46	2.60	50.26	60.66
		VL	30.64	1.91	26.83	34.46
		BF	39.52	3.70	32.13	46.91
		ST	60.48	3.70	53.09	67.87
E2	D	RF	12.35	1.57	9.22	15.49
		VM	59.24	2.76	53.72	64.77
		VL	28.41	2.52	23.36	33.45
		BF	36.87	2.88	31.11	42.62
		ST	63.14	2.88	57.38	68.89
	ND	RF	13.80	1.54	10.73	16.88
		VM	58.97	2.60	53.77	64.16
		VL	27.23	1.91	23.42	31.05
		BF	37.73	3.70	30.34	45.13
		ST	62.27	3.70	54.87	69.66
E3	D	RF	16.88	1.57	13.75	20.02
		VM	54.07	2.76	48.54	59.59
		VL	29.05	2.52	24.00	34.10
		BF	45.38	2.88	39.63	51.14
		ST	54.62	2.88	48.86	60.37
	ND	RF	14.33	1.54	11.25	17.40
		VM	56.99	2.60	51.79	62.19
		VL	28.68	1.91	24.87	32.50
		BF	46.84	3.70	39.45	54.24
		ST	53.16	3.70	45.76	60.55
CON	D	RF	14.97	1.52	11.93	18.01
		VM	52.61	2.68	47.26	57.97
		VL	32.42	2.45	27.52	37.32
		BF	39.76	2.79	34.18	45.34
		ST	60.24	2.79	54.66	65.82
	ND	RF	12.80	1.49	9.82	15.79
		VM	63.13	2.52	58.09	68.17
		VL	24.07	1.85	20.36	27.77
		BF	49.62	3.59	42.45	56.79
		ST	50.38	3.59	43.21	57.55

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; D: Dominante; ND: No Dominante; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla VIII. Comparaciones por pares en squat unipodal. Grupos diferenciados (%RMS).

Grupo	Músculo	Miembro inferior		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
							Límite inferior	Límite superior
E1	RF	D	ND	-0.60	1.86	.749	-4.31	3.12
		ND	D	0.60	1.86	.749	-3.12	4.31
	VM	D	ND	-4.63	3.15	.147	-10.92	1.67
		ND	D	4.63	3.15	.147	-1.67	10.92
	VL	D	ND	5.22	2.87	.074	-0.52	10.96
		ND	D	-5.22	2.87	.074	-10.96	0.52
	BF	D	ND	-3.78	3.78	.320	-11.33	3.77
		ND	D	3.78	3.78	.320	-3.77	11.33
	ST	D	ND	3.78	3.78	.320	-3.77	11.33
		ND	D	-3.78	3.78	.320	-11.33	3.77
E2	RF	D	ND	-1.45	1.86	.439	-5.16	2.26
		ND	D	1.45	1.86	.439	-2.26	5.16
	VM	D	ND	0.28	3.15	.931	-6.02	6.57
		ND	D	-0.28	3.15	.931	-6.57	6.02
	VL	D	ND	1.17	2.87	.684	-4.57	6.91
		ND	D	-1.17	2.87	.684	-6.91	4.57
	BF	D	ND	-0.87	3.78	.819	-8.42	6.68
		ND	D	0.87	3.78	.819	-6.68	8.42
	ST	D	ND	0.87	3.78	.819	-6.68	8.42
		ND	D	-0.87	3.78	.819	-8.42	6.68
E3	RF	D	ND	2.56	1.86	.173	-1.15	6.27
		ND	D	-2.56	1.86	.173	-6.27	1.15
	VM	D	ND	-2.92	3.15	.357	-9.22	3.37
		ND	D	2.92	3.15	.357	-3.37	9.22
	VL	D	ND	0.37	2.87	.899	-5.37	6.10
		ND	D	-0.37	2.87	.899	-6.10	5.37
	BF	D	ND	-1.46	3.78	.700	-9.01	6.09
		ND	D	1.46	3.78	.700	-6.09	9.01
	ST	D	ND	1.46	3.78	.700	-6.09	9.01
		ND	D	-1.46	3.78	.700	-9.01	6.09
CON	RF	D	ND	2.17	1.80	.234	-1.44	5.77
		ND	D	-2.17	1.80	.234	-5.77	1.44
	VM	D	ND	-10.52*	3.05	.001	-16.62	-4.41
		ND	D	10.52*	3.05	.001	4.41	16.62
	VL	D	ND	8.36*	2.78	.004	2.79	13.92
		ND	D	-8.36*	2.78	.004	-13.92	-2.79
	BF	D	ND	-9.86*	3.66	.009	-17.19	-2.54
		ND	D	9.86*	3.66	.009	2.54	17.19
	ST	D	ND	9.86*	3.66	.009	2.54	17.19
		ND	D	-9.86*	3.66	.009	-17.19	-2.54

Basadas en las medias marginales estimadas.

* La diferencia de medias es significativa al nivel

b Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

1.1.3. Squat bipodal

1.1.3.1. Agrupando grupos.

Tabla IX. Estimaciones generales en squat bipodal. Grupos agrupados (%RMS).

Músculo	Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
RF	D	20.73	1.17	18.40	23.06
	ND	21.36	1.08	19.20	23.53
VM	D	50.57	1.32	47.93	53.21
	ND	51.66	1.27	49.13	54.19
VL	D	28.70	1.08	26.55	30.86
	ND	26.98	0.95	25.09	28.88
BF	D	40.93	1.66	37.61	44.24
	ND	45.76	1.76	42.24	49.28
ST	D	59.08	1.66	55.76	62.39
	ND	54.24	1.76	50.73	57.76

RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso D: Dominante; ND: No Dominante.

Tabla X. Comparaciones por pares en squat bipodal. Grupos agrupados (%RMS).

Músculo	Miembro inferior		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
						Límite inferior	Límite superior
RF	D	ND	-0.63	1.45	.665	-3.53	2.27
	ND	D	0.63	1.45	.665	-2.27	3.53
VM	D	ND	-1.09	1.59	.497	-4.27	2.09
	ND	D	1.09	1.59	.497	-2.09	4.27
VL	D	ND	1.72	1.27	.180	-0.82	4.26
	ND	D	-1.72	1.27	.180	-4.26	0.82
BF	D	ND	-4.83*	2.04	.021	-8.91	-0.75
	ND	D	4.83*	2.04	.021	0.75	8.91
ST	D	ND	4.83*	2.04	.021	0.75	8.91
	ND	D	-4.83*	2.04	.021	-8.91	-0.75

Basadas en las medias marginales estimadas.

* La diferencia de medias es significativa al nivel

b Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

1.1.3.2. Diferenciando grupos.

Tabla XI. Estimaciones generales en squat bipodal. Grupos diferenciados (%RMS).

Grupo	Miembro inferior	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
					Límite inferior	Límite superior
E1	D	RF	23.81	2.32	19.18	28.45
		VM	45.13	2.62	39.89	50.38
		VL	31.05	2.14	26.78	35.33
		BF	45.62	3.29	39.04	52.20
		ST	54.38	3.29	47.80	60.97
	ND	RF	19.75	2.15	15.46	24.05
		VM	50.13	2.51	45.11	55.15
		VL	30.12	1.88	26.36	33.87
		BF	39.30	3.49	32.32	46.28
		ST	60.70	3.49	53.72	67.68
E2	D	RF	16.63	2.32	12.00	21.26
		VM	57.91	2.62	52.67	63.15
		VL	25.46	2.14	21.19	29.73
		BF	36.55	3.29	29.97	43.13
		ST	63.45	3.29	56.87	70.04
	ND	RF	22.67	2.15	18.38	26.97
		VM	51.91	2.51	46.89	56.93
		VL	25.42	1.88	21.66	29.18
		BF	45.32	3.49	38.34	52.30
		ST	54.68	3.49	47.70	61.66
E3	D	RF	24.31	2.32	19.68	28.94
		VM	49.67	2.62	44.43	54.92
		VL	26.02	2.14	21.75	30.29
		BF	43.91	3.29	37.32	50.49
		ST	56.10	3.29	49.51	62.68
	ND	RF	21.23	2.15	16.93	25.52
		VM	50.34	2.51	45.32	55.36
		VL	28.44	1.88	24.68	32.19
		BF	48.26	3.49	41.28	55.24
		ST	51.74	3.49	44.76	58.72
CON	D	RF	18.16	2.39	13.39	22.94
		VM	49.56	2.71	44.16	54.97
		VL	32.27	2.20	27.87	36.68
		BF	37.63	3.40	30.85	44.41
		ST	62.37	3.40	55.59	69.16
	ND	RF	21.79	2.22	17.36	26.22
		VM	54.25	2.59	49.07	59.42
		VL	23.96	1.94	20.09	27.84
		BF	50.14	3.60	42.95	57.34
		ST	49.86	3.60	42.66	57.05

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; D: Dominante; ND: No Dominante; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla XII. Comparaciones por pares en squat bipodal. Grupos diferenciados (%RMS).

Grupo	Músculo	Miembro inferior		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
							Límite inferior	Límite superior
E1	RF	D	ND	4.06	2.88	.164	-1.70	9.82
		ND	D	-4.06	2.88	.164	-9.82	1.70
	VM	D	ND	-5.00	3.16	.119	-11.31	1.32
		ND	D	5.00	3.16	.119	-1.32	11.31
	VL	D	ND	0.94	2.52	.711	-4.10	5.97
		ND	D	-0.94	2.52	.711	-5.97	4.10
	BF	D	ND	6.32	4.05	.124	-1.78	14.42
		ND	D	-6.32	4.05	.124	-14.42	1.78
	ST	D	ND	-6.32	4.05	.124	-14.42	1.78
		ND	D	6.32	4.05	.124	-1.78	14.42
E2	RF	D	ND	-6.04*	2.88	.040	-11.80	-0.29
		ND	D	6.04*	2.88	.040	0.29	11.80
	VM	D	ND	6.00	3.16	.062	-0.32	12.31
		ND	D	-6.00	3.16	.062	-12.31	0.32
	VL	D	ND	0.04	2.52	.986	-4.99	5.08
		ND	D	-0.04	2.52	.986	-5.08	4.99
	BF	D	ND	-8.78*	4.05	.034	-16.88	-0.67
		ND	D	8.78*	4.05	.034	0.67	16.88
	ST	D	ND	8.78*	4.05	.034	0.67	16.88
		ND	D	-8.78*	4.05	.034	-16.88	-0.67
E3	RF	D	ND	3.08	2.88	.289	-2.67	8.84
		ND	D	-3.08	2.88	.289	-8.84	2.67
	VM	D	ND	-0.66	3.16	.834	-6.98	5.65
		ND	D	0.66	3.16	.834	-5.65	6.98
	VL	D	ND	-2.42	2.52	.341	-7.45	2.62
		ND	D	2.42	2.52	.341	-2.62	7.45
	BF	D	ND	-4.36	4.05	.287	-12.46	3.75
		ND	D	4.36	4.05	.287	-3.75	12.46
	ST	D	ND	4.36	4.05	.287	-3.75	12.46
		ND	D	-4.36	4.05	.287	-12.46	3.75
CON	RF	D	ND	-3.63	2.97	.226	-9.56	2.30
		ND	D	3.63	2.97	.226	-2.30	9.56
	VM	D	ND	-4.68	3.26	.155	-11.19	1.82
		ND	D	4.68	3.26	.155	-1.82	11.19
	VL	D	ND	8.31*	2.60	.002	3.12	13.50
		ND	D	-8.31*	2.60	.002	-13.50	-3.12
	BF	D	ND	-12.52*	4.18	.004	-20.87	-4.16
		ND	D	12.52*	4.18	.004	4.16	20.87
	ST	D	ND	12.52*	4.18	.004	4.16	20.87
		ND	D	-12.52*	4.18	.004	-20.87	-4.16

Basadas en las medias marginales estimadas.

* La diferencia de medias es significativa al nivel

^b Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

1.2. Patrón intermuscular

1.2.1. Lunge

1.2.1.1. Agrupando grupos

Tabla XIII. Estimaciones generales en lunge. Grupos agrupados (ratio I:C RMS).

Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
D	0.16	0.01	0.14	0.18
ND	0.19	0.01	0.17	0.21

D: Dominante; ND: No Dominante.

Tabla XIV. Comparaciones por pares en lunge. Grupos agrupados (ratio I:C RMS).

Miembro inferior		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
					Límite inferior	Límite superior
D	ND	-0.03*	0.01	.019	-0.05	-0.01
ND	D	0.03*	0.01	.019	0.01	0.05

Basadas en las medias marginales estimadas.

* La diferencia de medias es significativa al nivel

^b Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

1.2.1.2 Diferenciando grupos

Tabla XV. Estimaciones generales en lunge. Grupos diferenciados (ratio I:C RMS).

Grupo	Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
E1	D	0.15	0.02	0.12	0.18
	ND	0.15	0.02	0.11	0.20
E2	D	0.15	0.02	0.11	0.18
	ND	0.19	0.02	0.14	0.23
E3	D	0.16	0.02	0.13	0.20
	ND	0.19	0.02	0.15	0.23
CON	D	0.18	0.02	0.15	0.21
	ND	0.22	0.02	0.18	0.27

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; D: Dominante; ND: No Dominante.

Tabla XVI. Comparaciones por pares en lunge. Grupos diferenciados (ratio I:C RMS).

Grupo	Miembro inferior		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
						Límite inferior	Límite superior
E1	D	ND	0.00	0.02	.875	-0.05	0.04
	ND	D	0.00	0.02	.875	-0.04	0.05
E2	D	ND	-0.04	0.02	.098	-0.08	0.01
	ND	D	0.04	0.02	.098	-0.01	0.08
E3	D	ND	-0.02	0.02	.286	-0.07	0.02
	ND	D	0.02	0.02	.286	-0.02	0.07
CON	D	ND	-0.04	0.02	.060	-0.09	0.00
	ND	D	0.04	0.02	.060	0.00	0.09

Basadas en las medias marginales estimadas.

^a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

1.2.2. Squat unipodal

1.2.2.1. Agrupando grupos

Tabla XVII. Estimaciones generales en squat unipodal. Grupos agrupados (ratio I:C RMS).

Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
D	0.19	0.01	0.17	0.22
ND	0.21	0.01	0.19	0.23

D: Dominante; ND: No Dominante.

Tabla XVIII. Comparaciones por pares en squat unipodal. Grupos agrupados (ratio I:C RMS).

Miembro inferior		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
					Límite inferior	Límite superior
D	ND	-0.02*	0.01	.121	-0.05	0.01
ND	D	0.02*	0.01	.121	-0.01	0.05

Basadas en las medias marginales estimadas.

a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

1.2.2.2. Diferenciando grupos

Tabla XIX. Estimaciones generales en squat unipodal. Grupos diferenciados (ratio I:C RMS).

Grupo	Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
E1	D	0.15	0.03	0.10	0.20
	ND	0.18	0.02	0.14	0.22
E2	D	0.21	0.03	0.16	0.26
	ND	0.26	0.02	0.22	0.30
E3	D	0.22	0.03	0.17	0.27
	ND	0.20	0.02	0.16	0.24
CON	D	0.18	0.03	0.13	0.23
	ND	0.21	0.02	0.17	0.25

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; D: Dominante; ND: No Dominante.

Tabla XX. Comparaciones por pares en squat unipodal. Grupos diferenciados (ratio I:C RMS).

Grupo	Miembro inferior		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
						Límite inferior	Límite superior
E1	D	ND	-0.03	0.03	.281	-0.08	0.02
	ND	D	0.03	0.03	.281	-0.02	0.08
E2	D	ND	-0.05	0.03	.079	-0.10	0.01
	ND	D	0.05	0.03	.079	-0.01	0.10
E3	D	ND	0.02	0.03	.522	-0.04	0.07
	ND	D	-0.02	0.03	.522	-0.07	0.04
CON	D	ND	-0.02	0.03	.378	-0.08	0.03
	ND	D	0.02	0.03	.378	-0.03	0.08

Basadas en las medias marginales estimadas.

a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

1.2.3. Squat bipodal

1.2.3.1. Agrupando grupos

Tabla XXI. Estimaciones generales en squat bipodal. Grupos agrupados (ratio I:C RMS).

Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
D	0.16	0.01	0.13	0.18
ND	0.17	0.01	0.15	0.20

D: Dominante; ND: No Dominante.

Tabla XXII. Comparaciones por pares en squat bipodal. Grupos agrupados (ratio I:C RMS).

Miembro inferior		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
					Límite inferior	Límite superior
D	ND	-0.02*	0.01	.252	-0.04	0.01
ND	D	0.02*	0.01	.252	-0.01	0.04

Basadas en las medias marginales estimadas.

^a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

1.2.3.2. Diferenciando grupos

Tabla XXIII. Estimaciones generales en squat bipodal. Grupos diferenciados (ratio I:C RMS).

Grupo	Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
E1	D	0.18	0.02	0.14	0.23
	ND	0.14	0.03	0.09	0.19
E2	D	0.12	0.02	0.07	0.17
	ND	0.17	0.03	0.12	0.22
E3	D	0.17	0.02	0.13	0.22
	ND	0.20	0.03	0.15	0.25
CON	D	0.15	0.02	0.10	0.20
	ND	0.19	0.03	0.13	0.24

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; D: Dominante; ND: No Dominante.

Tabla XXIV. Comparaciones por pares en squat bipodal. Grupos diferenciados (ratio I:C RMS).

Grupo	Miembro inferior		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
						Límite inferior	Límite superior
E1	D	ND	0.04	0.03	.108	0.0	0.1
	ND	D	-0.04	0.03	.108	-0.1	0.0
E2	D	ND	-0.05	0.03	.076	-0.1	0.0
	ND	D	0.05	0.03	.076	0.0	0.1
E3	D	ND	-0.03	0.03	.365	-0.1	0.0
	ND	D	0.03	0.03	.365	0.0	0.1
CON	D	ND	-0.03	0.03	.231	-0.1	0.0
	ND	D	0.03	0.03	.231	0.0	0.1

Basadas en las medias marginales estimadas.

^a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

2. Comparación de grupos

2.1. Patrón intramuscular

2.1.1. Lunge

2.1.1.1. Agrupando miembros inferiores

Tabla XXV. Estimaciones generales en lunge. Miembros inferiores juntos (%RMS).

Equipo	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
E1	RF	15.78	1.29	13.20	18.37
	VM	53.12	2.04	49.04	57.20
	VL	31.10	1.62	27.86	34.35
	BF	40.96	2.38	36.21	45.71
	ST	59.04	2.38	54.29	63.79
E2	RF	17.21	1.33	14.55	19.88
	VM	56.67	2.10	52.47	60.88
	VL	26.12	1.67	22.77	29.46
	BF	38.99	2.45	34.09	43.89
	ST	61.01	2.45	56.11	65.91
E3	RF	16.27	1.29	13.69	18.86
	VM	56.46	2.04	52.38	60.54
	VL	27.27	1.62	24.03	30.52
	BF	42.29	2.38	37.54	47.04
	ST	57.71	2.38	52.96	62.46
CON	RF	13.76	1.29	11.18	16.35
	VM	57.25	2.04	53.17	61.32
	VL	28.99	1.62	25.75	32.24
	BF	40.78	2.38	36.03	45.53
	ST	59.22	2.38	54.47	63.97

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Biceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla XXVI. Comparaciones por pares en lunge. Miembros inferiores juntos (%RMS).

Músculo	Grupo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
						Límite inferior	Límite superior
RF	E3	CON	2.51	1.83	1.000	-2.48	7.49
		E1	0.49	1.83	1.000	-4.50	5.47
		E2	-0.94	1.86	1.000	-6.00	4.12
	CON	E3	-2.51	1.83	1.000	-7.49	2.48
		E1	-2.02	1.83	1.000	-7.01	2.96
		E2	-3.45	1.86	.409	-8.51	1.61
	E1	E3	-0.49	1.83	1.000	-5.47	4.50
		CON	2.02	1.83	1.000	-2.96	7.01
		E2	-1.43	1.86	1.000	-6.49	3.63
	E2	E3	0.94	1.86	1.000	-4.12	6.00
		CON	3.45	1.86	.409	-1.61	8.51
		E1	1.43	1.86	1.000	-3.63	6.49
VM	E3	CON	-0.79	2.89	1.000	-8.65	7.08
		E1	3.34	2.89	1.000	-4.52	11.20
		E2	-0.22	2.93	1.000	-8.20	7.77
	CON	E3	0.79	2.89	1.000	-7.08	8.65
		E1	4.13	2.89	.946	-3.74	11.99
		E2	0.57	2.93	1.000	-7.41	8.56
	E1	E3	-3.34	2.89	1.000	-11.20	4.52
		CON	-4.13	2.89	.946	-11.99	3.74
		E2	-3.56	2.93	1.000	-11.54	4.43
	E2	E3	0.22	2.93	1.000	-7.77	8.20
		CON	-0.57	2.93	1.000	-8.56	7.41

VL	E3	E1	3.56	2.93	1.000	-4.43	11.54
		CON	-1.72	2.30	1.000	-7.98	4.53
		E1	-3.83	2.30	.601	-10.08	2.42
	CON	E2	1.16	2.33	1.000	-5.20	7.51
		E3	1.72	2.30	1.000	-4.53	7.98
		E1	-2.11	2.30	1.000	-8.36	4.15
	E1	E2	2.88	2.33	1.000	-3.47	9.23
		E3	3.83	2.30	.601	-2.42	10.08
		CON	2.11	2.30	1.000	-4.15	8.36
	E2	E2	4.99	2.33	.218	-1.37	11.34
		E3	-1.16	2.33	1.000	-7.51	5.20
		CON	-2.88	2.33	1.000	-9.23	3.47
BF	E3	E1	-4.99	2.33	.218	-11.34	1.37
		CON	1.51	3.36	1.000	-7.65	10.67
		E1	1.33	3.36	1.000	-7.83	10.49
	CON	E2	3.30	3.42	1.000	-6.00	12.60
		E3	-1.51	3.36	1.000	-10.67	7.65
		E1	-0.18	3.36	1.000	-9.34	8.98
	E1	E2	1.79	3.42	1.000	-7.51	11.10
		E3	-1.33	3.36	1.000	-10.49	7.83
		CON	0.18	3.36	1.000	-8.98	9.34
	E2	E2	1.97	3.42	1.000	-7.33	11.27
		E3	-3.30	3.42	1.000	-12.60	6.00
		CON	-1.79	3.42	1.000	-11.10	7.51
ST	E3	E1	-1.97	3.42	1.000	-11.27	7.33
		CON	-1.51	3.36	1.000	-10.67	7.65
		E1	-1.33	3.36	1.000	-10.49	7.83
	CON	E2	-3.30	3.42	1.000	-12.60	6.00
		E3	1.51	3.36	1.000	-7.65	10.67
		E1	0.18	3.36	1.000	-8.98	9.34
	E1	E2	-1.79	3.42	1.000	-11.10	7.51
		E3	1.33	3.36	1.000	-7.83	10.49
		CON	-0.18	3.36	1.000	-9.34	8.98
	E2	E2	-1.97	3.42	1.000	-11.27	7.33
		E3	3.30	3.42	1.000	-6.00	12.60
		CON	1.79	3.42	1.000	-7.51	11.10
	E1	E1	1.97	3.42	1.000	-7.33	11.27

Basadas en las medias marginales estimadas.

* La diferencia de medias es significativa al nivel

b Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

2.1.3.2.Diferenciando miembros inferiores

Tabla XXVII. Estimaciones generales en lunge. Miembros inferiores diferenciados (%RMS).

Grupo	Miembro inferior	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
					Límite inferior	Límite superior
E1	D	RF	16.65	1.80	13.05	20.25
		VM	51.16	2.65	45.87	56.45
		VL	32.19	2.10	28.00	36.38
		BF	37.38	3.06	31.26	43.49
		ST	62.63	3.06	56.51	68.74
	ND	RF	14.91	1.53	11.87	17.96
		VM	55.08	2.41	50.26	59.90
		VL	30.01	2.01	26.00	34.02
		BF	44.55	3.17	38.22	50.87
		ST	55.46	3.17	49.13	61.78
E2	D	RF	17.14	1.86	13.43	20.85
		VM	55.90	2.73	50.45	61.35
		VL	26.96	2.16	22.64	31.28
		BF	35.65	3.15	29.34	41.95

E3	ND	ST	64.35	3.15	58.05	70.66
		RF	17.28	1.57	14.14	20.43
		VM	57.45	2.49	52.48	62.42
		VL	25.27	2.07	21.14	29.40
		BF	42.33	3.26	35.81	48.85
	D	ST	57.67	3.26	51.15	64.19
		RF	16.22	1.80	12.62	19.82
		VM	57.73	2.65	52.44	63.02
		VL	26.04	2.10	21.85	30.24
		BF	43.30	3.06	37.19	49.42
		ST	56.70	3.06	50.59	62.81
		RF	16.32	1.53	13.27	19.37
		VM	55.18	2.41	50.36	60.00
		VL	28.50	2.01	24.49	32.51
		BF	41.27	3.17	34.95	47.60
		ST	58.73	3.17	52.40	65.06
	CON	RF	14.60	1.80	11.00	18.20
		VM	50.49	2.65	45.20	55.78
		VL	34.91	2.10	30.72	39.10
		BF	37.08	3.06	30.97	43.20
		ST	62.92	3.06	56.80	69.03
		RF	12.92	1.53	9.88	15.97
		VM	64.00	2.41	59.18	68.82
		VL	23.07	2.01	19.06	27.08
		BF	44.48	3.17	38.15	50.81
		ST	55.52	3.17	49.19	61.85

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; D: Dominante; ND: No Dominante; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla XXVIII. Comparaciones por pares en lunge. Miembros inferiores diferenciados (%RMS).

Tabla XXVIII. Comparaciones por pares de rango de miembros inferiores diferenciados (%RMIS).									
Miembro inferior	Músculo	Grupo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b		
								Límite inferior	Límite superior
D	RF	E3	CON	1.62	2.55	1.000	-5.32	8.56	
			E1	-0.43	2.55	1.000	-7.37	6.51	
			E2	-0.92	2.59	1.000	-7.96	6.13	
		CON	E3	-1.62	2.55	1.000	-8.56	5.32	
			E1	-2.05	2.55	1.000	-8.99	4.89	
			E2	-2.54	2.59	1.000	-9.58	4.51	
		E1	E3	0.43	2.55	1.000	-6.51	7.37	
			CON	2.05	2.55	1.000	-4.89	8.99	
			E2	-0.48	2.59	1.000	-7.53	6.57	
		E2	E3	0.92	2.59	1.000	-6.13	7.96	
			CON	2.54	2.59	1.000	-4.51	9.58	
			E1	0.48	2.59	1.000	-6.57	7.53	
	VM	E3	CON	7.25	3.74	.345	-2.95	17.44	
			E1	6.58	3.74	.503	-3.62	16.78	
			E2	1.83	3.80	1.000	-8.52	12.19	
		CON	E3	-7.25	3.74	.345	-17.44	2.95	
			E1	-0.67	3.74	1.000	-10.87	9.53	
			E2	-5.41	3.80	.957	-15.77	4.94	
		E1	E3	-6.58	3.74	.503	-16.78	3.62	
			CON	0.67	3.74	1.000	-9.53	10.87	
			E2	-4.74	3.80	1.000	-15.10	5.61	
		E2	E3	-1.83	3.80	1.000	-12.19	8.52	
			CON	5.41	3.80	.957	-4.94	15.77	
			E1	4.74	3.80	1.000	-5.61	15.10	
		VL	E3	CON	-8.87*	2.97	.024	-16.95	-0.79
				E1	-6.15	2.97	.254	-14.23	1.93
				E2	-0.92	3.01	1.000	-9.12	7.29
			CON	E3	8.87*	2.97	.024	0.79	16.95

ND	BF	E1	E2	2.72	2.97	1.000	-5.36	10.80
			E2	7.95	3.01	.063	-0.25	16.15
		E1	E3	6.15	2.97	.254	-1.93	14.23
			CON	-2.72	2.97	1.000	-10.80	5.36
		E2	E2	5.23	3.01	.524	-2.97	13.43
			E3	0.92	3.01	1.000	-7.29	9.12
		CON	CON	-7.95	3.01	.063	-16.15	0.25
			E1	-5.23	3.01	.524	-13.43	2.97
		E3	CON	6.22	4.33	.934	-5.57	18.01
			E1	5.93	4.33	1.000	-5.86	17.71
		CON	E2	7.65	4.39	.519	-4.32	19.62
			E3	-6.22	4.33	.934	-18.01	5.57
		E1	E1	-0.29	4.33	1.000	-12.08	11.50
			E2	1.44	4.39	1.000	-10.54	13.41
		E2	E3	-5.93	4.33	1.000	-17.71	5.86
			CON	0.29	4.33	1.000	-11.50	12.08
		CON	E2	1.73	4.39	1.000	-10.24	13.70
			E3	-7.65	4.39	.519	-19.62	4.32
		E2	CON	-1.44	4.39	1.000	-13.41	10.54
			E1	-1.73	4.39	1.000	-13.70	10.24
	ST	E3	CON	-6.22	4.33	.934	-18.01	5.57
			E1	-5.93	4.33	1.000	-17.71	5.86
		CON	E2	-7.65	4.40	.519	-19.63	4.32
			E3	6.22	4.33	.934	-5.57	18.01
		E1	E1	0.29	4.33	1.000	-11.50	12.08
			E2	-1.44	4.40	1.000	-13.41	10.54
		E2	E3	5.93	4.33	1.000	-5.86	17.71
			CON	-0.29	4.33	1.000	-12.08	11.50
		CON	E2	-1.73	4.40	1.000	-13.70	10.24
			E3	7.65	4.40	.519	-4.32	19.63
		E2	CON	1.44	4.40	1.000	-10.54	13.41
			E1	1.73	4.40	1.000	-10.24	13.70
	RF	E3	CON	3.40	2.16	.721	-2.48	9.27
			E1	1.41	2.16	1.000	-4.47	7.28
		CON	E2	-0.96	2.19	1.000	-6.93	5.00
			E3	-3.40	2.16	.721	-9.27	2.48
		E1	E1	-1.99	2.16	1.000	-7.86	3.89
			E2	-4.36	2.19	.305	-10.33	1.61
		E2	E3	-1.41	2.16	1.000	-7.28	4.47
			CON	1.99	2.16	1.000	-3.89	7.86
		CON	E2	-2.37	2.19	1.000	-8.34	3.59
			E3	0.96	2.19	1.000	-5.00	6.93
		E2	CON	4.36	2.19	.305	-1.61	10.33
			E1	2.37	2.19	1.000	-3.59	8.34
	VM	E3	CON	-8.82	3.41	.072	-18.12	0.48
			E1	0.10	3.41	1.000	-9.19	9.40
		CON	E2	-2.26	3.47	1.000	-11.70	7.18
			E3	8.82	3.41	.072	-0.48	18.12
		E1	E1	8.92	3.41	.067	-0.37	18.22
			E2	6.56	3.47	.378	-2.88	16.00
		E2	E3	-0.10	3.41	1.000	-9.40	9.19
			CON	-8.92	3.41	.067	-18.22	0.37
		CON	E2	-2.37	3.47	1.000	-11.81	7.07
			E3	2.26	3.47	1.000	-7.18	11.70
VL	VL	E2	CON	-6.56	3.47	.378	-16.00	2.88
			E1	2.37	3.47	1.000	-7.07	11.81
		E3	CON	5.43	2.84	.363	-2.31	13.16
			E1	-1.51	2.84	1.000	-9.24	6.22
		CON	E2	3.23	2.88	1.000	-4.62	11.08
			E3	-5.43	2.84	.363	-13.16	2.31
		E1	E1	-6.94	2.84	.104	-14.67	0.80
			E2

		E2	-2.20	2.88	1.000	-10.05	5.66
	E1	E3	1.51	2.84	1.000	-6.22	9.24
		CON	6.94	2.84	.104	-0.80	14.67
		E2	4.74	2.88	.630	-3.11	12.59
	E2	E3	-3.23	2.88	1.000	-11.08	4.62
		CON	2.20	2.88	1.000	-5.66	10.05
		E1	-4.74	2.88	.630	-12.59	3.11
BF	E3	CON	-3.21	4.48	1.000	-15.41	8.99
		E1	-3.27	4.48	1.000	-15.47	8.93
		E2	-1.06	4.55	1.000	-13.45	11.33
	CON	E3	3.21	4.48	1.000	-8.99	15.41
		E1	-0.07	4.48	1.000	-12.27	12.14
		E2	2.15	4.55	1.000	-10.24	14.54
	E1	E3	3.27	4.48	1.000	-8.93	15.47
		CON	0.07	4.48	1.000	-12.14	12.27
		E2	2.22	4.55	1.000	-10.17	14.61
	E2	E3	1.06	4.55	1.000	-11.33	13.45
		CON	-2.15	4.55	1.000	-14.54	10.24
		E1	-2.22	4.55	1.000	-14.61	10.17
ST	E3	CON	3.21	4.48	1.000	-8.99	15.41
		E1	3.27	4.48	1.000	-8.93	15.47
		E2	1.06	4.55	1.000	-11.33	13.45
	CON	E3	-3.21	4.48	1.000	-15.41	8.99
		E1	0.07	4.48	1.000	-12.14	12.27
		E2	-2.15	4.55	1.000	-14.54	10.24
	E1	E3	-3.27	4.48	1.000	-15.47	8.93
		CON	-0.07	4.48	1.000	-12.27	12.14
		E2	-2.22	4.55	1.000	-14.61	10.17
	E2	E3	-1.06	4.55	1.000	-13.45	11.33
		CON	2.15	4.55	1.000	-10.24	14.54
		E1	2.22	4.55	1.000	-10.17	14.61

Basadas en las medias marginales estimadas.

* La diferencia de medias es significativa al nivel

b Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

2.1.2. Squat unipodal

2.1.2.1. Agrupando miembros inferiores

Tabla XXIX. Estimaciones generales en squat unipodal. Miembros inferiores juntos (%RMS).

Equipo	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
E1	RF	13.60	1.24	11.11	16.08
	VM	53.15	2.17	48.80	57.49
	VL	33.26	1.72	29.82	36.69
	BF	37.63	2.72	32.19	43.07
	ST	62.37	2.72	56.93	67.81
E2	RF	13.08	1.24	10.59	15.57
	VM	59.10	2.17	54.76	63.45
	VL	27.82	1.72	24.39	31.25
	BF	37.30	2.72	31.86	42.74
	ST	62.70	2.72	57.26	68.15
E3	RF	15.61	1.24	13.12	18.09
	VM	55.53	2.17	51.19	59.87
	VL	28.87	1.72	25.43	32.30
	BF	46.11	2.72	40.67	51.56
	ST	53.89	2.72	48.44	59.33
CON	RF	13.89	1.21	11.47	16.30
	VM	57.87	2.11	53.66	62.09
	VL	28.24	1.67	24.91	31.57
	BF	44.69	2.64	39.41	49.97
	ST	55.31	2.64	50.03	60.59

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla XXX. Comparaciones por pares en squat unipodal. Miembros inferiores juntos (%RMS).

Músculo	Grupo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
						Límite inferior	Límite superior
RF	E3	CON	1.72	1.73	1.000	-3.01	6.45
		E1	2.01	1.76	1.000	-2.79	6.81
		E2	2.53	1.76	.935	-2.27	7.33
	CON	E3	-1.72	1.73	1.000	-6.45	3.01
		E1	0.29	1.73	1.000	-4.44	5.02
		E2	0.81	1.73	1.000	-3.92	5.54
	E1	E3	-2.01	1.76	1.000	-6.81	2.79
		CON	-0.29	1.73	1.000	-5.02	4.44
		E2	0.52	1.76	1.000	-4.28	5.32
	E2	E3	-2.53	1.76	.935	-7.33	2.27
		CON	-0.81	1.73	1.000	-5.54	3.92
		E1	-0.52	1.76	1.000	-5.32	4.28
VM	E3	CON	-2.34	3.03	1.000	-10.60	5.91
		E1	2.38	3.07	1.000	-6.00	10.76
		E2	-3.58	3.07	1.000	-11.95	4.80
	CON	E3	2.34	3.03	1.000	-5.91	10.60
		E1	4.73	3.03	.742	-3.53	12.98
		E2	-1.23	3.03	1.000	-9.48	7.02
	E1	E3	-2.38	3.07	1.000	-10.76	6.00
		CON	-4.73	3.03	.742	-12.98	3.53
		E2	-5.96	3.07	.343	-14.33	2.42
	E2	E3	3.58	3.07	1.000	-4.80	11.95
		CON	1.23	3.03	1.000	-7.02	9.48
		E1	5.96	3.07	.343	-2.42	14.33
VL	E3	CON	0.62	2.39	1.000	-5.90	7.15
		E1	-4.39	2.43	.453	-11.01	2.23
		E2	1.05	2.43	1.000	-5.58	7.67
	CON	E3	-0.62	2.39	1.000	-7.15	5.90
		E1	-5.01	2.39	.242	-11.54	1.51
		E2	0.42	2.39	1.000	-6.10	6.95
	E1	E3	4.39	2.43	.453	-2.23	11.01
		CON	5.01	2.39	.242	-1.51	11.54
		E2	5.44	2.43	.173	-1.19	12.06
	E2	E3	-1.05	2.43	1.000	-7.67	5.58
		CON	-0.42	2.39	1.000	-6.95	6.10
		E1	-5.44	2.43	.173	-12.06	1.19
BF	E3	CON	1.42	3.79	1.000	-8.92	11.77
		E1	8.48	3.85	.188	-2.02	18.98
		E2	8.81	3.85	.153	-1.69	19.31
	CON	E3	-1.42	3.79	1.000	-11.77	8.92
		E1	7.06	3.79	.405	-3.28	17.41
		E2	7.39	3.79	.336	-2.95	17.74
	E1	E3	-8.48	3.85	.188	-18.98	2.02
		CON	-7.06	3.79	.405	-17.41	3.28
		E2	0.33	3.85	1.000	-10.17	10.83
	E2	E3	-8.81	3.85	.153	-19.31	1.69
		CON	-7.39	3.79	.336	-17.74	2.95
		E1	-0.33	3.85	1.000	-10.83	10.17
ST	E3	CON	-1.42	3.79	1.000	-11.77	8.92
		E1	-8.48	3.85	.188	-18.98	2.02
		E2	-8.81	3.85	.153	-19.31	1.69
	CON	E3	1.42	3.79	1.000	-8.92	11.77
		E1	-7.06	3.79	.405	-17.41	3.28

	E2	-7.39	3.79	.336	-17.74	2.95
E1	E3	8.48	3.85	.188	-2.02	18.98
	CON	7.06	3.79	.405	-3.28	17.41
	E2	-0.33	3.85	1.000	-10.83	10.17
E2	E3	8.81	3.85	.153	-1.69	19.31
	CON	7.39	3.79	.336	-2.95	17.74
	E1	0.33	3.85	1.000	-10.17	10.83

Basadas en las medias marginales estimadas.

* La diferencia de medias es significativa al nivel

b Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

2.1.3.2. Diferenciando miembros inferiores

Tabla XXXI. Estimaciones generales en squat unipodal. Miembros inferiores diferenciados (%RMS).

Grupo	Miembro inferior	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
					Límite inferior	Límite superior
E1	D	RF	13.30	1.57	10.17	16.43
		VM	50.83	2.76	45.31	56.36
		VL	35.87	2.52	30.82	40.91
		BF	35.74	2.88	29.99	41.49
		ST	64.26	2.88	58.51	70.02
	ND	RF	13.89	1.54	10.82	16.97
		VM	55.46	2.60	50.26	60.66
		VL	30.64	1.91	26.83	34.46
		BF	39.52	3.70	32.13	46.91
		ST	60.48	3.70	53.09	67.87
E2	D	RF	12.35	1.57	9.22	15.49
		VM	59.24	2.76	53.72	64.77
		VL	28.41	2.52	23.36	33.45
		BF	36.87	2.88	31.11	42.62
		ST	63.14	2.88	57.38	68.89
	ND	RF	13.80	1.54	10.73	16.88
		VM	58.97	2.60	53.77	64.16
		VL	27.23	1.91	23.42	31.05
		BF	37.73	3.70	30.34	45.13
		ST	62.27	3.70	54.87	69.66
E3	D	RF	16.88	1.57	13.75	20.02
		VM	54.07	2.76	48.54	59.59
		VL	29.05	2.52	24.00	34.10
		BF	45.38	2.88	39.63	51.14
		ST	54.62	2.88	48.86	60.37
	ND	RF	14.33	1.54	11.25	17.40
		VM	56.99	2.60	51.79	62.19
		VL	28.68	1.91	24.87	32.50
		BF	46.84	3.70	39.45	54.24
		ST	53.16	3.70	45.76	60.55
CON	D	RF	14.97	1.52	11.93	18.01
		VM	52.61	2.68	47.26	57.97
		VL	32.42	2.45	27.52	37.32
		BF	39.76	2.79	34.18	45.34
		ST	60.24	2.79	54.66	65.82
	ND	RF	12.80	1.49	9.82	15.79
		VM	63.13	2.52	58.09	68.17
		VL	24.07	1.85	20.36	27.77
		BF	49.62	3.59	42.45	56.79
		ST	50.38	3.59	43.21	57.55

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; D: Dominante; ND: No Dominante; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Biceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla XXXII. Comparaciones por pares en squat unipodal. Miembros inferiores diferenciados (%RMS).

Miembro inferior	Músculo	Grupo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
							Límite inferior	Límite superior
D	RF	E3	CON	1.92	2.18	1.000	-4.03	7.87
			E1	3.59	2.22	.663	-2.45	9.63
			E2	4.53	2.22	.271	-1.51	10.57
		CON	E3	-1.92	2.18	1.000	-7.87	4.03
			E1	1.67	2.18	1.000	-4.28	7.62
			E2	2.61	2.18	1.000	-3.34	8.56
		E1	E3	-3.59	2.22	.663	-9.63	2.45
			CON	-1.67	2.18	1.000	-7.62	4.28
			E2	0.94	2.22	1.000	-5.10	6.98
		E2	E3	-4.53	2.22	.271	-10.57	1.51
			CON	-2.61	2.18	1.000	-8.56	3.34
			E1	-0.94	2.22	1.000	-6.98	5.10
	VM	E3	CON	1.45	3.85	1.000	-9.04	11.95
			E1	3.23	3.91	1.000	-7.42	13.89
			E2	-5.17	3.91	1.000	-15.83	5.48
		CON	E3	-1.45	3.85	1.000	-11.95	9.04
			E1	1.78	3.85	1.000	-8.72	12.28
			E2	-6.63	3.85	.541	-17.12	3.87
		E1	E3	-3.23	3.91	1.000	-13.89	7.42
			CON	-1.78	3.85	1.000	-12.28	8.72
			E2	-8.41	3.91	.212	-19.06	2.25
		E2	E3	5.17	3.91	1.000	-5.48	15.83
			CON	6.63	3.85	.541	-3.87	17.12
			E1	8.41	3.91	.212	-2.25	19.06
	VL	E3	CON	-3.37	3.52	1.000	-12.96	6.22
			E1	-6.82	3.57	.365	-16.55	2.92
			E2	0.64	3.57	1.000	-9.09	10.38
		CON	E3	3.37	3.52	1.000	-6.22	12.96
			E1	-3.45	3.52	1.000	-13.03	6.14
			E2	4.02	3.52	1.000	-5.57	13.60
		E1	E3	6.82	3.57	.365	-2.92	16.55
			CON	3.45	3.52	1.000	-6.14	13.03
			E2	7.46	3.57	.245	-2.27	17.19
		E2	E3	-0.64	3.57	1.000	-10.38	9.09
			CON	-4.02	3.52	1.000	-13.60	5.57
			E1	-7.46	3.57	.245	-17.19	2.27
BF	E3	CON	5.62	4.01	.995	-5.31	16.56	
		E1	9.64	4.07	.126	-1.46	20.74	
		E2	8.52	4.07	.243	-2.58	19.62	
	CON	E3	-5.62	4.01	.995	-16.56	5.31	
		E1	4.02	4.01	1.000	-6.91	14.95	
		E2	2.89	4.01	1.000	-8.04	13.83	
	E1	E3	-9.64	4.07	.126	-20.74	1.46	
		CON	-4.02	4.01	1.000	-14.95	6.91	
		E2	-1.13	4.07	1.000	-12.22	9.97	
	E2	E3	-8.52	4.07	.243	-19.62	2.58	
		CON	-2.89	4.01	1.000	-13.83	8.04	
		E1	1.13	4.07	1.000	-9.97	12.22	
ST	E3	CON	-5.62	4.01	.995	-16.56	5.31	
		E1	-9.64	4.07	.126	-20.74	1.46	
		E2	-8.52	4.07	.243	-19.62	2.58	
	CON	E3	5.62	4.01	.995	-5.31	16.56	
		E1	-4.02	4.01	1.000	-14.95	6.91	
		E2	-2.89	4.01	1.000	-13.83	8.04	
E1	E3	9.64	4.07	.126	-1.46	20.74		
	CON	4.02	4.01	1.000	-6.91	14.95

ND	RF	E2	E2	1.13	4.07	1.000	-9.97	12.22
			E3	8.52	4.07	.243	-2.58	19.62
			CON	2.89	4.01	1.000	-8.04	13.83
			E1	-1.13	4.07	1.000	-12.22	9.97
		E3	CON	1.53	2.14	1.000	-4.32	7.37
			E1	0.43	2.18	1.000	-5.50	6.37
			E2	0.53	2.18	1.000	-5.41	6.46
		CON	E3	-1.53	2.14	1.000	-7.37	4.32
			E1	-1.09	2.14	1.000	-6.94	4.75
			E2	-1.00	2.14	1.000	-6.84	4.85
		E1	E3	-0.43	2.18	1.000	-6.37	5.50
			CON	1.09	2.14	1.000	-4.75	6.94
			E2	0.09	2.18	1.000	-5.84	6.03
		E2	E3	-0.53	2.18	1.000	-6.46	5.41
			CON	1.00	2.14	1.000	-4.85	6.84
			E1	-0.09	2.18	1.000	-6.03	5.84
	VM	E3	CON	-6.14	3.62	.570	-16.02	3.74
			E1	1.53	3.68	1.000	-8.50	11.56
			E2	-1.98	3.68	1.000	-12.00	8.05
		CON	E3	6.14	3.62	.570	-3.74	16.02
			E1	7.67	3.62	.230	-2.21	17.55
			E2	4.17	3.62	1.000	-5.71	14.04
		E1	E3	-1.53	3.68	1.000	-11.56	8.50
			CON	-7.67	3.62	.230	-17.55	2.21
			E2	-3.51	3.68	1.000	-13.53	6.52
		E2	E3	1.98	3.68	1.000	-8.05	12.00
			CON	-4.17	3.62	1.000	-14.04	5.71
			E1	3.51	3.68	1.000	-6.52	13.53
	VL	E3	CON	4.62	2.66	.526	-2.64	11.87
			E1	-1.96	2.70	1.000	-9.33	5.40
			E2	1.45	2.70	1.000	-5.91	8.81
		CON	E3	-4.62	2.66	.526	-11.87	2.64
			E1	-6.58	2.66	.097	-13.83	0.68
			E2	-3.17	2.66	1.000	-10.42	4.09
		E1	E3	1.96	2.70	1.000	-5.40	9.33
			CON	6.58	2.66	.097	-0.68	13.83
			E2	3.41	2.70	1.000	-3.95	10.78
		E2	E3	-1.45	2.70	1.000	-8.81	5.91
			CON	3.17	2.66	1.000	-4.09	10.42
			E1	-3.41	2.70	1.000	-10.78	3.95
	BF	E3	CON	-2.78	5.15	1.000	-16.83	11.27
			E1	7.32	5.23	.998	-6.94	21.58
			E2	9.11	5.23	.519	-5.15	23.37
		CON	E3	2.78	5.15	1.000	-11.27	16.83
			E1	10.10	5.15	.327	-3.95	24.15
			E2	11.89	5.15	.147	-2.16	25.94
		E1	E3	-7.32	5.23	.998	-21.58	6.94
			CON	-10.10	5.15	.327	-24.15	3.95
			E2	1.79	5.23	1.000	-12.47	16.05
		E2	E3	-9.11	5.23	.519	-23.37	5.15
			CON	-11.89	5.15	.147	-25.94	2.16
			E1	-1.79	5.23	1.000	-16.05	12.47
	ST	E3	CON	2.78	5.15	1.000	-11.27	16.83
			E1	-7.32	5.23	.998	-21.58	6.94
			E2	-9.11	5.23	.519	-23.37	5.15
		CON	E3	-2.78	5.15	1.000	-16.83	11.27
			E1	-10.10	5.15	.327	-24.15	3.95
			E2	-11.89	5.15	.147	-25.94	2.16
		E1	E3	7.32	5.23	.998	-6.94	21.58
			CON	10.10	5.15	.327	-3.95	24.15
			E2	-1.79	5.23	1.000	-16.05	12.47
		E2	E3	9.11	5.23	.519	-5.15	23.37

CON	11.89	5.15	.147	-2.16	25.94
E1	1.79	5.23	1.000	-12.47	16.05

Basadas en las medias marginales estimadas.

* La diferencia de medias es significativa al nivel

b Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

2.1.3. Squat bipodal

2.1.3.2. Agrupando miembros inferiores

Tabla XXXIII. Estimaciones generales en squat bipodal. Miembros inferiores juntos (%RMS).

Equipo	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
E1	RF	21.78	1.71	18.37	25.20
	VM	47.63	2.03	43.58	51.68
	VL	30.58	1.57	27.44	33.72
	BF	42.46	2.72	37.02	47.90
	ST	57.54	2.72	52.10	62.99
E2	RF	19.65	1.71	16.24	23.07
	VM	54.91	2.03	50.86	58.96
	VL	25.44	1.57	22.30	28.58
	BF	40.93	2.72	35.49	46.38
	ST	59.07	2.72	53.62	64.51
E3	RF	22.77	1.71	19.35	26.18
	VM	50.00	2.03	45.96	54.05
	VL	27.23	1.57	24.09	30.37
	BF	46.08	2.72	40.64	51.53
	ST	53.92	2.72	48.47	59.36
CON	RF	19.98	1.76	16.46	23.50
	VM	51.91	2.09	47.73	56.08
	VL	28.12	1.62	24.88	31.35
	BF	43.89	2.81	38.28	49.50
	ST	56.11	2.81	50.50	61.72

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Biceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla XXXIV. Comparaciones por pares en squat bipodal. Miembros inferiores juntos (%RMS).

Músculo	Grupo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
						Límite inferior	Límite superior
RF	E3	CON	2.79	2.46	1.000	-3.90	9.48
		E1	0.98	2.42	1.000	-5.60	7.57
		E2	3.12	2.42	1.000	-3.47	9.70
	CON	E3	-2.79	2.46	1.000	-9.48	3.90
		E1	-1.81	2.46	1.000	-8.50	4.88
		E2	0.33	2.46	1.000	-6.36	7.01
	E1	E3	-0.98	2.42	1.000	-7.57	5.60
		CON	1.81	2.46	1.000	-4.88	8.50
		E2	2.13	2.42	1.000	-4.45	8.72
	E2	E3	-3.12	2.42	1.000	-9.70	3.47
		CON	-0.33	2.46	1.000	-7.01	6.36
		E1	-2.13	2.42	1.000	-8.72	4.45
VM	E3	CON	-1.90	2.91	1.000	-9.83	6.03
		E1	2.37	2.87	1.000	-5.43	10.18
		E2	-4.91	2.87	.550	-12.71	2.90
	CON	E3	1.90	2.91	1.000	-6.03	9.83
		E1	4.27	2.91	.882	-3.65	12.20
		E2	-3.01	2.91	1.000	-10.93	4.92
	E1	E3	-2.37	2.87	1.000	-10.18	5.43
		CON	-4.27	2.91	.882	-12.20	3.65

		E2	-7.28	2.87	.081	-15.09	0.53
	E2	E3	4.91	2.87	.550	-2.90	12.71
		CON	3.01	2.91	1.000	-4.92	10.93
		E1	7.28	2.87	.081	-0.53	15.09
VL	E3	CON	-0.89	2.26	1.000	-7.04	5.26
		E1	-3.36	2.22	.816	-9.41	2.70
		E2	1.79	2.22	1.000	-4.27	7.84
	CON	E3	0.89	2.26	1.000	-5.26	7.04
		E1	-2.47	2.26	1.000	-8.61	3.68
		E2	2.68	2.26	1.000	-3.47	8.83
	E1	E3	3.36	2.22	.816	-2.70	9.41
		CON	2.47	2.26	1.000	-3.68	8.61
		E2	5.15	2.22	.143	-0.91	11.20
	E2	E3	-1.79	2.22	1.000	-7.84	4.27
		CON	-2.68	2.26	1.000	-8.83	3.47
		E1	-5.15	2.22	.143	-11.20	0.91
BF	E3	CON	2.20	3.91	1.000	-8.46	12.85
		E1	3.63	3.85	1.000	-6.87	14.12
		E2	5.15	3.85	1.000	-5.35	15.64
	CON	E3	-2.20	3.91	1.000	-12.85	8.46
		E1	1.43	3.91	1.000	-9.23	12.09
		E2	2.95	3.91	1.000	-7.70	13.61
	E1	E3	-3.63	3.85	1.000	-14.12	6.87
		CON	-1.43	3.91	1.000	-12.09	9.23
		E2	1.52	3.85	1.000	-8.97	12.02
	E2	E3	-5.15	3.85	1.000	-15.64	5.35
		CON	-2.95	3.91	1.000	-13.61	7.70
		E1	-1.52	3.85	1.000	-12.02	8.97
ST	E3	CON	-2.20	3.91	1.000	-12.85	8.46
		E1	-3.63	3.85	1.000	-14.12	6.87
		E2	-5.15	3.85	1.000	-15.64	5.35
	CON	E3	2.20	3.91	1.000	-8.46	12.85
		E1	-1.43	3.91	1.000	-12.09	9.23
		E2	-2.95	3.91	1.000	-13.61	7.70
	E1	E3	3.63	3.85	1.000	-6.87	14.12
		CON	1.43	3.91	1.000	-9.23	12.09
		E2	-1.52	3.85	1.000	-12.02	8.97
	E2	E3	5.15	3.85	1.000	-5.35	15.64
		CON	2.95	3.91	1.000	-7.70	13.61
		E1	1.52	3.85	1.000	-8.97	12.02

Basadas en las medias marginales estimadas.

* La diferencia de medias es significativa al nivel

b Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

2.1.3.2. Diferenciando miembros inferiores

Tabla XXXV. Estimaciones generales en squat bipodal. Miembros inferiores diferenciados (%RMS).

Grupo	Miembro inferior	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
					Límite inferior	Límite superior
E1	D	RF	23.81	2.32	19.18	28.45
		VM	45.13	2.62	39.89	50.38
		VL	31.05	2.14	26.78	35.33
		BF	45.62	3.29	39.04	52.20
		ST	54.38	3.29	47.80	60.97
	ND	RF	19.75	2.15	15.46	24.05
		VM	50.13	2.51	45.11	55.15
		VL	30.12	1.88	26.36	33.87
		BF	39.30	3.49	32.32	46.28
		ST	60.70	3.49	53.72	67.68

E2	D	RF	16.63	2.32	12.00	21.26
		VM	57.91	2.62	52.67	63.15
		VL	25.46	2.14	21.19	29.73
		BF	36.55	3.29	29.97	43.13
		ST	63.45	3.29	56.87	70.04
	ND	RF	22.67	2.15	18.38	26.97
		VM	51.91	2.51	46.89	56.93
		VL	25.42	1.88	21.66	29.18
		BF	45.32	3.49	38.34	52.30
		ST	54.68	3.49	47.70	61.66
E3	D	RF	24.31	2.32	19.68	28.94
		VM	49.67	2.62	44.43	54.92
		VL	26.02	2.14	21.75	30.29
		BF	43.91	3.29	37.32	50.49
		ST	56.10	3.29	49.51	62.68
	ND	RF	21.23	2.15	16.93	25.52
		VM	50.34	2.51	45.32	55.36
		VL	28.44	1.88	24.68	32.19
		BF	48.26	3.49	41.28	55.24
		ST	51.74	3.49	44.76	58.72
CON	D	RF	18.16	2.39	13.39	22.94
		VM	49.56	2.71	44.16	54.97
		VL	32.27	2.20	27.87	36.68
		BF	37.63	3.40	30.85	44.41
		ST	62.37	3.40	55.59	69.16
	ND	RF	21.79	2.22	17.36	26.22
		VM	54.25	2.59	49.07	59.42
		VL	23.96	1.94	20.09	27.84
		BF	50.14	3.60	42.95	57.34
		ST	49.86	3.60	42.66	57.05

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; D: Dominante; ND: No Dominante; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla XXXVI. Comparaciones por pares en squat bipodal. Miembros inferiores diferenciados (%RMS).

Miembro inferior	Músculo	Grupo	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b			
						Límite inferior	Límite superior		
D	RF	E3	CON	6.15	3.33	.417	-2.92	15.21	
			E1	0.50	3.28	1.000	-8.43	9.42	
			E2	7.68	3.28	.134	-1.25	16.61	
		CON	E3	-6.15	3.33	.417	-15.21	2.92	
			E1	-5.65	3.33	.566	-14.72	3.41	
			E2	1.53	3.33	1.000	-7.53	10.60	
		E1	E3	-0.50	3.28	1.000	-9.42	8.43	
			CON	5.65	3.33	.566	-3.41	14.72	
			E2	7.18	3.28	.192	-1.74	16.11	
		E2	E3	-7.68	3.28	.134	-16.61	1.25	
			CON	-1.53	3.33	1.000	-10.60	7.53	
			E1	-7.18	3.28	.192	-16.11	1.74	
		VM	E3	CON	0.11	3.77	1.000	-10.16	10.38
				E1	4.54	3.71	1.000	-5.57	14.65
				E2	-8.24	3.71	.180	-18.35	1.87
			CON	E3	-0.11	3.77	1.000	-10.38	10.16
				E1	4.43	3.77	1.000	-5.84	14.70
				E2	-8.35	3.77	.183	-18.61	1.92
	E1	E3	-4.54	3.71	1.000	-14.65	5.57		
		CON	-4.43	3.77	1.000	-14.70	5.84		
		E2	-12.78*	3.71	.006	-22.89	-2.67		
		E2	E3	8.24	3.71	.180	-1.87	18.35

VL		CON	8.35	3.77	.183	-1.92	18.61	
		E1	12.78*	3.71	.006	2.67	22.89	
	E3	CON	-6.25	3.07	.276	-14.62	2.11	
		E1	-5.03	3.02	.607	-13.27	3.21	
		E2	0.56	3.02	1.000	-7.68	8.80	
	CON	E3	6.25	3.07	.276	-2.11	14.62	
		E1	1.22	3.07	1.000	-7.15	9.59	
		E2	6.81	3.07	.181	-1.55	15.18	
	E1	E3	5.03	3.02	.607	-3.21	13.27	
		CON	-1.22	3.07	1.000	-9.59	7.15	
		E2	5.59	3.02	.415	-2.65	13.83	
	E2	E3	-0.56	3.02	1.000	-8.80	7.68	
		CON	-6.81	3.07	.181	-15.18	1.55	
		E1	-5.59	3.02	.415	-13.83	2.65	
	BF	E3	CON	6.28	4.73	1.000	-6.61	19.16
			E1	-1.71	4.66	1.000	-14.40	10.98
			E2	7.36	4.66	.715	-5.33	20.05
		CON	E3	-6.28	4.73	1.000	-19.16	6.61
			E1	-7.99	4.73	.577	-20.87	4.90
			E2	1.08	4.73	1.000	-11.80	13.97
		E1	E3	1.71	4.66	1.000	-10.98	14.40
			CON	7.99	4.73	.577	-4.90	20.87
			E2	9.07	4.66	.336	-3.62	21.76
		E2	E3	-7.36	4.66	.715	-20.05	5.33
CON			-1.08	4.73	1.000	-13.97	11.80	
E1			-9.07	4.66	.336	-21.76	3.62	
ST	E3	CON	-6.28	4.73	1.000	-19.16	6.61	
		E1	1.71	4.66	1.000	-10.98	14.40	
		E2	-7.36	4.66	.715	-20.05	5.33	
	CON	E3	6.28	4.73	1.000	-6.61	19.16	
		E1	7.99	4.73	.577	-4.90	20.87	
		E2	-1.08	4.73	1.000	-13.97	11.80	
	E1	E3	-1.71	4.66	1.000	-14.40	10.98	
		CON	-7.99	4.73	.577	-20.87	4.90	
		E2	-9.07	4.66	.336	-21.76	3.62	
	E2	E3	7.36	4.66	.715	-5.33	20.05	
		CON	1.08	4.73	1.000	-11.80	13.97	
		E1	9.07	4.66	.336	-3.62	21.76	
ND	RF	E3	CON	-0.57	3.09	1.000	-8.98	7.85
			E1	1.47	3.04	1.000	-6.81	9.76
			E2	-1.45	3.04	1.000	-9.73	6.84
		CON	E3	0.57	3.09	1.000	-7.85	8.98
			E1	2.04	3.09	1.000	-6.38	10.45
			E2	-0.88	3.09	1.000	-9.29	7.53
		E1	E3	-1.47	3.04	1.000	-9.76	6.81
			CON	-2.04	3.09	1.000	-10.45	6.38
			E2	-2.92	3.04	1.000	-11.20	5.37
		E2	E3	1.45	3.04	1.000	-6.84	9.73
			CON	0.88	3.09	1.000	-7.53	9.29
			E1	2.92	3.04	1.000	-5.37	11.20
	VM	E3	CON	-3.91	3.61	1.000	-13.74	5.92
			E1	0.21	3.55	1.000	-9.47	9.89
			E2	-1.58	3.55	1.000	-11.26	8.10
		CON	E3	3.91	3.61	1.000	-5.92	13.74
			E1	4.12	3.61	1.000	-5.71	13.95
			E2	2.33	3.61	1.000	-7.50	12.16
		E1	E3	-0.21	3.55	1.000	-9.89	9.47
			CON	-4.12	3.61	1.000	-13.95	5.71
			E2	-1.78	3.55	1.000	-11.46	7.90
		E2	E3	1.58	3.55	1.000	-8.10	11.26
			CON	-2.33	3.61	1.000	-12.16	7.50

VL	E3	E1	1.78	3.55	1.000	-7.90	11.46
		CON	4.47	2.70	.616	-2.89	11.83
		E1	-1.68	2.66	1.000	-8.93	5.57
		E2	3.02	2.66	1.000	-4.23	10.26
	CON	E3	-4.47	2.70	.616	-11.83	2.89
		E1	-6.15	2.70	.157	-13.51	1.21
		E2	-1.46	2.70	1.000	-8.81	5.90
	E1	E3	1.68	2.66	1.000	-5.57	8.93
		CON	6.15	2.70	.157	-1.21	13.51
		E2	4.70	2.66	.493	-2.55	11.95
	E2	E3	-3.02	2.66	1.000	-10.26	4.23
		CON	1.46	2.70	1.000	-5.90	8.81
BF	E3	E1	-4.70	2.66	.493	-11.95	2.55
		CON	-1.88	5.02	1.000	-15.55	11.79
		E1	8.96	4.94	.447	-4.50	22.42
		E2	2.94	4.94	1.000	-10.52	16.40
	CON	E3	1.88	5.02	1.000	-11.79	15.55
		E1	10.85	5.02	.207	-2.83	24.52
		E2	4.82	5.02	1.000	-8.85	18.49
	E1	E3	-8.96	4.94	.447	-22.42	4.50
		CON	-10.85	5.02	.207	-24.52	2.83
		E2	-6.02	4.94	1.000	-19.48	7.44
	E2	E3	-2.94	4.94	1.000	-16.40	10.52
		CON	-4.82	5.02	1.000	-18.49	8.85
ST	E3	E1	6.02	4.94	1.000	-7.44	19.48
		CON	1.88	5.02	1.000	-11.79	15.55
		E1	-8.96	4.94	.447	-22.42	4.50
		E2	-2.94	4.94	1.000	-16.40	10.52
	CON	E3	-1.88	5.02	1.000	-15.55	11.79
		E1	-10.85	5.02	.207	-24.52	2.83
		E2	-4.82	5.02	1.000	-18.49	8.85
	E1	E3	8.96	4.94	.447	-4.50	22.42
		CON	10.85	5.02	.207	-2.83	24.52
		E2	6.02	4.94	1.000	-7.44	19.48
	E2	E3	2.94	4.94	1.000	-10.52	16.40
		CON	4.82	5.02	1.000	-8.85	18.49
		E1	-6.02	4.94	1.000	-19.48	7.44

Basadas en las medias marginales estimadas.

* La diferencia de medias es significativa al nivel

b Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

2.2. Patrón intermuscular

2.2.1. Lunge

2.2.1.1. Agrupando miembros inferiores

Tabla XXXVII. Estimaciones generales en lunge. Miembros inferiores agrupados (ratio I:C RMS).

Grupo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
E1	0.15	0.02	0.12	0.18
E2	0.17	0.02	0.14	0.20
E3	0.18	0.02	0.15	0.21
CON	0.20	0.02	0.17	0.23

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control

Tabla XXXVIII. Comparaciones por pares en lunge. Miembros inferiores agrupados (ratio I:C RMS).

Grupo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
					Límite inferior	Límite superior
E3	CON	-0.03	0.02	1.000	-0.09	0.04
	E1	0.03	0.02	1.000	-0.04	0.09
	E2	0.01	0.02	1.000	-0.05	0.07
CON	E3	0.03	0.02	1.000	-0.04	0.09
	E1	0.05	0.02	.157	-0.01	0.11
	E2	0.03	0.02	.745	-0.03	0.10
E1	E3	-0.03	0.02	1.000	-0.09	0.04
	CON	-0.05	0.02	.157	-0.11	0.01
	E2	-0.02	0.02	1.000	-0.08	0.04
E2	E3	-0.01	0.02	1.000	-0.07	0.05
	CON	-0.03	0.02	.745	-0.10	0.03
	E1	0.02	0.02	1.000	-0.04	0.08

Basadas en las medias marginales estimadas.

^a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

2.2.1.2.Diferenciando miembros inferiores

Tabla XXXIX. Estimaciones generales en lunge. Miembros inferiores diferenciados (ratio I:C RMS).

Grupo	Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
E1	D	0.15	0.02	0.12	0.18
	ND	0.15	0.02	0.11	0.20
E2	D	0.15	0.02	0.11	0.18
	ND	0.19	0.02	0.14	0.23
E3	D	0.16	0.02	0.13	0.20
	ND	0.19	0.02	0.15	0.23
CON	D	0.18	0.02	0.15	0.21
	ND	0.22	0.02	0.18	0.27

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; D: Dominante; ND: No Dominante

Tabla XL. Comparaciones por pares en lunge. Miembros inferiores diferenciados (ratio I:C RMS).

Miembro inferior	Grupo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
						Límite inferior	Límite superior
D	E3	CON	-0.02	0.02	1.000	-0.08	0.05
		E1	0.02	0.02	1.000	-0.05	0.08
		E2	0.02	0.02	1.000	-0.05	0.08
	CON	E3	0.02	0.02	1.000	-0.05	0.08
		E1	0.03	0.02	1.000	-0.04	0.10
		E2	0.03	0.02	1.000	-0.03	0.10
	E1	E3	-0.02	0.02	1.000	-0.08	0.05
		CON	-0.03	0.02	1.000	-0.10	0.04
		E2	0.00	0.02	1.000	-0.06	0.07
	E2	E3	-0.02	0.02	1.000	-0.08	0.05
		CON	-0.03	0.02	1.000	-0.10	0.03
		E1	0.00	0.02	1.000	-0.07	0.06
ND	E3	CON	-0.03	0.03	1.000	-0.12	0.05

	E1	0.04	0.03	1.000	-0.05	0.12
	E2	0.00	0.03	1.000	-0.08	0.09
CON	E3	0.03	0.03	1.000	-0.05	0.12
	E1	0.07	0.03	.137	-0.01	0.15
	E2	0.04	0.03	1.000	-0.05	0.12
E1	E3	-0.04	0.03	1.000	-0.12	0.05
	CON	-0.07	0.03	.137	-0.15	0.01
	E2	-0.03	0.03	1.000	-0.12	0.05
E2	E3	0.00	0.03	1.000	-0.09	0.08
	CON	-0.04	0.03	1.000	-0.12	0.05
	E1	0.03	0.03	1.000	-0.05	0.12

Basadas en las medias marginales estimadas.

a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

2.2.2. Squat unipodal

2.2.2.1. Agrupando miembros inferiores

Tabla XLI. Estimaciones generales en squat unipodal. Miembros inferiores agrupados (ratio I:C RMS).

Grupo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
E1	0.16	0.02	0.12	0.20
E2	0.24	0.02	0.20	0.27
E3	0.21	0.02	0.18	0.25
CON	0.20	0.02	0.16	0.23

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control

Tabla XLII. Comparaciones por pares en squat unipodal. Miembros inferiores agrupados (ratio I:C RMS).

Grupo	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
				Límite inferior	Límite superior
E3 CON	0.02	0.03	1.000	-0.05	0.09
E1 E3	0.05	0.03	.317	-0.02	0.12
E2 E3	-0.02	0.03	1.000	-0.10	0.05
CON E3	-0.02	0.03	1.000	-0.09	0.05
E1 CON	0.03	0.03	1.000	-0.04	0.10
E2 CON	-0.04	0.03	.752	-0.11	0.03
E1 E3	-0.05	0.03	.317	-0.12	0.02
CON E3	-0.03	0.03	1.000	-0.10	0.04
E2 E3	-.075*	0.03	.037	-0.15	0.00
E2 E3	0.02	0.03	1.000	-0.05	0.10
CON E3	0.04	0.03	.752	-0.03	0.11
E1 E3	.075*	0.03	.037	0.00	0.15

Basadas en las medias marginales estimadas.

a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

2.2.2.2. Diferenciando miembros inferiores

Tabla XLIII. Estimaciones generales en squat unipodal. Miembros inferiores diferenciados (ratio I:C RMS).

Grupo	Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
E1	D	0.15	0.03	0.10	0.20
	ND	0.18	0.02	0.14	0.22
E2	D	0.21	0.03	0.16	0.26
	ND	0.26	0.02	0.22	0.30
E3	D	0.22	0.03	0.17	0.27
	ND	0.20	0.02	0.16	0.24
CON	D	0.18	0.03	0.13	0.23
	ND	0.21	0.02	0.17	0.25

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; D: Dominante; ND: No Dominante.

Tabla XLIV. Comparaciones por pares en squat unipodal. Miembros inferiores diferenciados (ratio I:C RMS).

Miembro inferior	Grupo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
						Límite inferior	Límite superior
D	E3	CON	0.04	0.04	1.000	-0.06	0.13
		E1	0.07	0.04	.233	-0.02	0.17
		E2	0.01	0.04	1.000	-0.09	0.11
	CON	E3	-0.04	0.04	1.000	-0.13	0.06
		E1	0.04	0.04	1.000	-0.06	0.13
		E2	-0.03	0.04	1.000	-0.13	0.07
	E1	E3	-0.07	0.04	.233	-0.17	0.02
		CON	-0.04	0.04	1.000	-0.13	0.06
		E2	-0.07	0.04	.445	-0.16	0.03
	E2	E3	-0.01	0.04	1.000	-0.11	0.09
		CON	0.03	0.04	1.000	-0.07	0.13
		E1	0.07	0.04	.445	-0.03	0.16
ND	E3	CON	0.00	0.03	1.000	-0.08	0.08
		E1	0.03	0.03	1.000	-0.05	0.11
		E2	-0.06	0.03	.334	-0.14	0.02
	CON	E3	0.00	0.03	1.000	-0.08	0.08
		E1	0.03	0.03	1.000	-0.05	0.11
		E2	-0.05	0.03	.415	-0.13	0.03
	E1	E3	-0.03	0.03	1.000	-0.11	0.05
		CON	-0.03	0.03	1.000	-0.11	0.05
		E2	-.085*	0.03	.029	-0.16	-0.01
	E2	E3	0.06	0.03	.334	-0.02	0.14
		CON	0.05	0.03	.415	-0.03	0.13
		E1	.085*	0.03	.029	0.01	0.16

Basadas en las medias marginales estimadas.

* La diferencia de medias es significativa al nivel

b Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

2.2.3. Squat bipodal

2.2.3.1. Agrupando miembros inferiores

Tabla XLV. Estimaciones generales en squat bipodal. Miembros inferiores agrupados (ratio I:C RMS).

Grupo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
E1	0.16	0.02	0.11	0.19
E2	0.15	0.02	0.11	0.19
E3	0.19	0.02	0.15	0.23
CON	0.17	0.02	0.13	0.21

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control

Tabla XLVI. Comparaciones por pares en squat unipodal. Miembros inferiores agrupados (ratio I:C RMS).

Grupo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
					Límite inferior	Límite superior
E3	CON	0.02	0.03	1.000	-0.06	0.10
	E1	0.02	0.03	1.000	-0.05	0.10
	E2	0.04	0.03	1.000	-0.04	0.12
CON	E3	-0.02	0.03	1.000	-0.10	0.06
	E1	0.01	0.03	1.000	-0.07	0.09
	E2	0.02	0.03	1.000	-0.06	0.10
E1	E3	-0.02	0.03	1.000	-0.10	0.05
	CON	-0.01	0.03	1.000	-0.09	0.07
	E2	0.02	0.03	1.000	-0.06	0.09
E2	E3	-0.04	0.03	1.000	-0.12	0.04
	CON	-0.02	0.03	1.000	-0.10	0.06
	E1	-0.02	0.03	1.000	-0.09	0.06

Basadas en las medias marginales estimadas.

a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

2.2.3.2. Diferenciando miembros inferiores

Tabla XLVII. Estimaciones generales en squat bipodal. Miembros inferiores diferenciados (ratio I:C RMS).

Grupo	Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
E1	D	0.18	0.02	0.14	0.23
	ND	0.14	0.03	0.09	0.19
E2	D	0.12	0.02	0.07	0.17
	ND	0.17	0.03	0.12	0.22
E3	D	0.17	0.02	0.13	0.22
	ND	0.20	0.03	0.15	0.25
CON	D	0.15	0.02	0.10	0.20
	ND	0.19	0.03	0.13	0.24

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; D: Dominante; ND: No Dominante

Tabla XLVIII. Comparaciones por pares en squat bipodal. Miembros inferiores diferenciados (ratio I:C RMS).

Miembro inferior	Grupo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
						Límite inferior	Límite superior
D	E3	CON	0.02	0.03	1.000	-0.07	0.11
		E1	-0.01	0.03	1.000	-0.10	0.08
		E2	0.05	0.03	.757	-0.04	0.14
	CON	E3	-0.02	0.03	1.000	-0.11	0.07
		E1	-0.03	0.03	1.000	-0.13	0.06
		E2	0.03	0.03	1.000	-0.06	0.12
	E1	E3	0.01	0.03	1.000	-0.08	0.10
		CON	0.03	0.03	1.000	-0.06	0.13
		E2	0.06	0.03	.385	-0.03	0.15
	E2	E3	-0.05	0.03	.757	-0.14	0.04
		CON	-0.03	0.03	1.000	-0.12	0.06
		E1	-0.06	0.03	.385	-0.15	0.03
ND	E3	CON	0.01	0.04	1.000	-0.09	0.11
		E1	0.06	0.04	.638	-0.04	0.15

	E2	0.03	0.04	1.000	-0.07	0.12
CON	E3	-0.01	0.04	1.000	-0.11	0.09
	E1	0.05	0.04	1.000	-0.05	0.14
	E2	0.02	0.04	1.000	-0.08	0.11
E1	E3	-0.06	0.04	.638	-0.15	0.04
	CON	-0.05	0.04	1.000	-0.14	0.05
	E2	-0.03	0.04	1.000	-0.13	0.07
	E3	-0.03	0.04	1.000	-0.12	0.07
E2	CON	-0.02	0.04	1.000	-0.11	0.08
	E1	0.03	0.04	1.000	-0.07	0.13

Basadas en las medias marginales estimadas.

a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

3. Comparación de músculos

3.1. Patrón Intramuscular

3.1.1. Lunge

3.1.1.1 Agrupando miembros inferiores y grupos

Tabla XLIX. Estimaciones generales en lunge. Miembros inferiores y grupos juntos (% RMS).

Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
RF	15,76	0,65	14,45	17,06
VM	55,87	1,03	53,82	57,93
VL	28,37	0,82	26,74	30,01
BF	40,75	1,20	38,36	43,15
ST	59,25	1,20	56,85	61,64

RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Biceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla L. Comparaciones por pares en lunge. Miembros inferiores y grupos juntos (% RMS).

Músculo	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
				Límite inferior	Límite superior
RF	VM	-40.12*	.000	-44.53	-35.71
	VL	-12.61*	.000	-15.71	-9.52
	BF	-25.00*	.000	-28.95	-21.05
	ST	-43.49*	.000	-47.48	-39.50
VM	RF	40.12*	.000	35.71	44.53
	VL	27.50*	.000	22.44	32.57
	BF	15.12*	.000	10.49	19.75
	ST	-3.37	.352	-7.93	1.19
VL	RF	12.61*	.000	9.52	15.71
	VM	-27.50*	.000	-32.57	-22.44
	BF	-12.38*	.000	-16.58	-8.18
	ST	-30.88*	.000	-35.12	-26.64
BF	RF	25.00*	.000	21.05	28.95
	VM	-15.12*	.000	-19.75	-10.49
	VL	12.38*	.000	8.18	16.58
	ST	-18.49*	.000	-25.46	-11.52
ST	RF	43.49*	.000	39.50	47.48
	VM	3.37	.352	-1.19	7.93
	VL	30.88*	.000	26.64	35.12
	BF	18.49*	.000	11.52	25.46

Basadas en las medidas marginales estimadas.

*La diferencia de medias es significativa al nivel.

b. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni

3.1.1.2 Agrupando miembros inferiores y diferenciando grupos

Tabla LI. Estimaciones generales en lunge. Miembros inferiores juntos y grupos diferenciados (%RMS).

Equipo	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
E1	RF	15.78	1.29	13.20	18.37
	VM	53.12	2.04	49.04	57.20
	VL	31.10	1.62	27.86	34.35
	BF	40.96	2.38	36.21	45.71
	ST	59.04	2.38	54.29	63.79
E2	RF	17.21	1.33	14.55	19.88
	VM	56.67	2.10	52.47	60.88
	VL	26.12	1.67	22.77	29.46
	BF	38.99	2.45	34.09	43.89
	ST	61.01	2.45	56.11	65.91
E3	RF	16.27	1.29	13.69	18.86
	VM	56.46	2.04	52.38	60.54
	VL	27.27	1.62	24.03	30.52
	BF	42.29	2.38	37.54	47.04
	ST	57.71	2.38	52.96	62.46
CON	RF	13.76	1.29	11.18	16.35
	VM	57.25	2.04	53.17	61.32
	VL	28.99	1.62	25.75	32.24
	BF	40.78	2.38	36.03	45.53
	ST	59.22	2.38	54.47	63.97

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla LII. Comparaciones por pares en lunge. Miembros inferiores juntos y grupos diferenciados (%RMS).

Grupo		Músculo	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
						Límite inferior	Límite superior
E1	RF	VM	-37.34*	3.01	.000	-46.09	-28.59
		VL	-15.32*	2.11	.000	-21.46	-9.18
		BF	-25.18*	2.69	.000	-33.01	-17.34
		ST	-43.26*	2.72	.000	-51.17	-35.35
	VM	RF	37.34*	3.01	.000	28.59	46.09
		VL	22.02*	3.45	.000	11.97	32.07
		BF	12.16*	3.16	.003	2.97	21.34
		ST	-5.92	3.11	.614	-14.97	3.12
	VL	RF	15.32*	2.11	.000	9.18	21.46
		VM	-22.02*	3.45	.000	-32.07	-11.97
		BF	-9.86*	2.87	.010	-18.19	-1.52
		ST	-27.94*	2.89	.000	-36.35	-19.52
	BF	RF	25.18*	2.69	.000	17.34	33.01
		VM	-12.16*	3.16	.003	-21.34	-2.97
		VL	9.86*	2.87	.010	1.52	18.19
		ST	-18.08*	4.76	.003	-31.91	-4.25
	ST	RF	43.26*	2.72	.000	35.35	51.17
		VM	5.92	3.11	.614	-3.12	14.97
		VL	27.94*	2.89	.000	19.52	36.35
		BF	18.08*	4.76	.003	4.25	31.91
E2	RF	VM	-39.46*	3.1	.000	-48.48	-30.45
		VL	-8.91*	2.17	.001	-15.23	-2.58
		BF	-21.78*	2.78	.000	-29.86	-13.7
		ST	-43.8*	2.8	.000	-51.96	-35.65
	VM	RF	39.46*	3.1	.000	30.45	48.48
		VL	30.56*	3.56	.000	20.2	40.91
		BF	17.69*	3.26	.000	8.22	27.15

		ST	-4.34	3.21	1.000	-13.66	4.99
	VL	RF	8.91*	2.17	.001	2.58	15.23
		VM	-30.56*	3.56	.000	-40.91	-20.2
		BF	-12.87*	2.95	.000	-21.46	-4.28
		ST	-34.90*	2.98	.000	-43.57	-26.22
	BF	RF	21.78*	2.78	.000	13.7	29.86
		VM	-17.69*	3.26	.000	-27.15	-8.22
		VL	12.87*	2.95	.000	4.28	21.46
		ST	-22.02*	4.9	.000	-36.28	-7.76
	ST	RF	43.80*	2.8	.000	35.65	51.96
		VM	4.34	3.21	1.000	-4.99	13.66
		VL	34.90*	2.98	.000	26.22	43.57
		BF	22.02*	4.9	.000	7.76	36.28
E3	RF	VM	-40.19*	3.01	.000	-48.94	-31.44
		VL	-11.00*	2.11	.000	-17.14	-4.86
		BF	-26.02*	2.69	.000	-33.85	-18.18
		ST	-41.44*	2.72	.000	-49.36	-33.53
	VM	RF	40.19*	3.01	.000	31.44	48.94
		VL	29.19*	3.45	.000	19.14	39.23
		BF	14.17*	3.16	.000	4.99	23.36
		ST	-1.26	3.11	1.000	-10.3	7.79
	VL	RF	11.00*	2.11	.000	4.86	17.14
		VM	-29.19*	3.45	.000	-39.23	-19.14
		BF	-15.02*	2.87	.000	-23.35	-6.68
		ST	-30.44*	2.89	.000	-38.86	-22.03
	BF	RF	26.02*	2.69	.000	18.18	33.85
		VM	-14.17*	3.16	.000	-23.36	-4.99
		VL	15.02*	2.87	.000	6.68	23.35
		ST	-15.43*	4.76	.019	-29.26	-1.59
	ST	RF	41.44*	2.72	.000	33.53	49.36
		VM	1.26	3.11	1.000	-7.79	10.3
		VL	30.44*	2.89	.000	22.03	38.86
		BF	15.43*	4.76	.019	1.59	29.26
CON	RF	VM	-43.48*	3.01	.000	-52.23	-34.74
		VL	-15.23*	2.11	.000	-21.37	-9.09
		BF	-27.02*	2.69	.000	-34.86	-19.18
		ST	-45.46*	2.72	.000	-53.37	-37.55
	VM	RF	43.48*	3.01	.000	34.74	52.23
		VL	28.25*	3.45	.000	18.21	38.3
		BF	16.46*	3.16	.000	7.28	25.65
		ST	-1.97	3.11	1.000	-11.02	7.07
	VL	RF	15.23*	2.11	.000	9.09	21.37
		VM	-28.25*	3.45	.000	-38.3	-18.21
		BF	-11.79*	2.87	.001	-20.12	-3.45
		ST	-30.23*	2.89	.000	-38.64	-21.81
	BF	RF	27.02*	2.69	.000	19.18	34.86
		VM	-16.46*	3.16	.000	-25.65	-7.28
		VL	11.79*	2.87	.001	3.45	20.12
		ST	-18.44*	4.76	.003	-32.27	-4.6
	ST	RF	45.46*	2.72	.000	37.55	53.37
		VM	1.97	3.11	1.000	-7.07	11.02
		VL	30.23*	2.89	.000	21.81	38.64
		BF	18.44*	4.76	.003	4.6	32.27

Basadas en las medidas marginales estimadas.

*La diferencia de medias es significativa al nivel.

b. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni

3.1.1.3. Diferenciando miembros inferiores y agrupando grupos

Tabla LIII. Estimaciones generales en lunge. Miembros inferiores diferenciados y grupos juntos (%RMS).

Miembro inferior	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
D	RF	16.15	0.91	14.34	17.97
	VM	53.82	1.33	51.16	56.49
	VL	30.03	1.06	27.92	32.14
	BF	38.35	1.54	35.27	41.43
	ST	61.65	1.54	58.57	64.73
ND	RF	15.36	0.77	13.83	16.90
	VM	57.93	1.22	55.50	60.36
	VL	26.71	1.01	24.69	28.73
	BF	43.16	1.60	39.97	46.35
	ST	56.84	1.60	53.65	60.03

D: Dominante; ND: No Dominante; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso;

Tabla LIV. Comparaciones por pares en lunge. Miembros inferiores diferenciados y grupos juntos (%RMS).

Miembro inferior		Músculo	Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
						Límite inferior	Límite superior
D	RF	VM	-37.67*	2.02	.000	-43.55	-31.79
		VL	-13.86*	1.45	.000	-18.09	-9.66
		BF	-22.20*	1.81	.000	-27.46	-16.94
		ST	-45.50*	1.77	.000	-50.65	-40.35
	VM	RF	37.67*	2.02	.000	31.79	43.55
		VL	23.80*	2.23	.000	17.31	30.28
		BF	15.47*	2.02	.000	9.60	21.34
		ST	-7.83*	2.06	.003	-13.83	-1.83
	VL	RF	13.88*	1.45	.000	9.66	18.09
		VM	-23.79*	2.23	.000	-30.28	-17.31
		BF	-8.32*	1.88	.000	-13.78	-2.87
		ST	-31.62*	1.86	.000	-37.04	-26.20
	BF	RF	22.20*	1.81	.000	16.94	27.46
		VM	-15.47*	2.02	.000	-21.34	-9.60
		VL	8.32*	1.88	.000	2.87	13.78
		ST	-23.30*	3.08	.000	-32.27	-14.33
	ST	RF	45.50*	1.77	.000	40.35	50.65
		VM	7.83*	2.06	.003	1.83	13.83
		VL	31.62*	1.86	.000	26.20	37.04
		BF	23.30*	3.08	.000	14.33	32.27
ND	RF	VM	-42.57*	1.77	.000	-47.70	-37.43
		VL	-11.36*	1.32	.000	-15.20	-7.51
		BF	-27.80*	1.72	.000	-32.80	-22.79
		ST	-41.49*	1.82	.000	-46.78	-36.19
	VM	RF	42.57*	1.77	.000	37.43	47.70
		VL	31.21*	2.10	.000	25.10	37.32
		BF	14.78*	2.03	.000	8.87	20.67
		ST	1.08	1.98	1.000	-4.69	6.85
	VL	RF	11.35*	1.32	.000	7.51	15.20
		VM	-31.21*	2.10	.000	-37.32	-25.10
		BF	-16.44*	1.91	.000	-22.01	-10.88
		ST	-30.13*	1.87	.000	-35.56	-24.70

BF	RF	27.80*	1.72	.000	22.79	32.80
	VM	-14.78*	2.03	.000	-20.67	-8.87
	VL	16.44*	1.91	.000	10.88	22.01
	ST	-13.69*	3.19	.001	-22.97	-4.40
ST	RF	41.48*	1.82	.000	36.19	46.78
	VM	-1.08	1.98	1.000	-6.85	4.69
	VL	30.13*	1.87	.000	24.70	35.56
	BF	13.69*	3.19	.001	4.40	22.97

Basadas en las medias marginales estimadas.

*La diferencia de medias es significativa al nivel

b. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

3.1.1.4 Diferenciando miembros inferiores y grupos.

Tabla LV. Estimaciones generales en lunge. Miembros inferiores y grupos diferenciados (%RMS).

Grupo	Miembro inferior	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
					Límite inferior	Límite superior
E1	D	RF	16,65	1,80	13,05	20,25
		VM	51,16	2,65	45,87	56,45
		VL	32,19	2,10	28,00	36,38
		BF	37,38	3,06	31,26	43,49
		ST	62,63	3,06	56,51	68,74
	ND	RF	14,91	1,53	11,87	17,96
		VM	55,08	2,41	50,26	59,90
		VL	30,01	2,01	26,00	34,02
		BF	44,55	3,17	38,22	50,87
		ST	55,46	3,17	49,13	61,78
E2	D	RF	17,14	1,86	13,43	20,85
		VM	55,90	2,73	50,45	61,35
		VL	26,96	2,16	22,64	31,28
		BF	35,65	3,15	29,34	41,95
		ST	64,35	3,15	58,05	70,66
	ND	RF	17,28	1,57	14,14	20,43
		VM	57,45	2,49	52,48	62,42
		VL	25,27	2,07	21,14	29,40
		BF	42,33	3,26	35,81	48,85
		ST	57,67	3,26	51,15	64,19
E3	D	RF	16,22	1,80	12,62	19,82
		VM	57,73	2,65	52,44	63,02
		VL	26,04	2,10	21,85	30,24
		BF	43,30	3,06	37,19	49,42
		ST	56,70	3,06	50,59	62,81
	ND	RF	16,32	1,53	13,27	19,37
		VM	55,18	2,41	50,36	60,00
		VL	28,50	2,01	24,49	32,51
		BF	41,27	3,17	34,95	47,60
		ST	58,73	3,17	52,40	65,06
CON	D	RF	14,60	1,80	11,00	18,20
		VM	50,49	2,65	45,20	55,78
		VL	34,91	2,10	30,72	39,10
		BF	37,08	3,06	30,97	43,20
		ST	62,92	3,06	56,80	69,03
	ND	RF	12,92	1,53	9,88	15,97
		VM	64,00	2,41	59,18	68,82
		VL	23,07	2,01	19,06	27,08
		BF	44,48	3,17	38,15	50,81
		ST	55,52	3,17	49,19	61,85

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; D: Dominante; ND: No Dominante; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Biceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla LVI. Comparaciones por pares en lunge. Miembros inferiores y grupos diferenciados (%RMS).

Grupo	Miembro inferior	Músculo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b		
							Límite inferior	Límite superior	
E1	D	RF	VM	-34.50*	4.01	.000	-46.18	-22.83	
			VL	-15.54*	2.88	.000	-23.91	-7.17	
			BF	-20.72*	3.59	.000	-31.16	-10.28	
			ST	-45.97*	3.51	.000	-56.19	-35.76	
		VM	RF	34.50*	4.01	.000	22.83	46.18	
			VL	18.97*	4.42	.001	6.10	31.83	
			BF	13.78*	4.00	.010	2.14	25.42	
			ST	-11.46	4.09	.067	-23.37	0.43	
		VL	RF	15.53*	2.88	.000	7.17	23.91	
			VM	-18.97*	4.42	.001	-31.83	-6.10	
			BF	-5.18	3.72	1.000	-16.01	5.64	
			ST	-30.43*	3.70	.000	-41.19	-19.68	
		BF	RF	20.72*	3.59	.000	10.28	31.16	
			VM	-13.78*	4.00	.010	-25.42	-2.14	
			VL	5.18	3.72	1.000	-5.64	16.01	
			ST	-25.25*	6.12	.001	-43.06	-7.45	
		ST	RF	45.97*	3.51	.000	35.76	56.19	
			VM	11.47	4.09	.067	-0.43	23.37	
			VL	30.43*	3.70	.000	19.68	41.19	
			BF	25.25*	6.12	.001	7.45	43.06	
		ND	RF	VM	-40.17*	3.50	.000	-50.36	-29.98
				VL	-15.10*	2.62	.000	-22.73	-7.47
				BF	-29.63*	3.41	.000	-39.56	-19.70
				ST	-40.54*	3.61	.000	-51.06	-30.03
			VM	RF	40.17*	3.50	.000	29.98	50.36
				VL	25.07*	4.17	.000	12.94	37.20
				BF	10.53	4.03	.111	-1.18	22.25
				ST	-0.38	3.94	1.000	-11.83	11.07
		VL	RF	VM	15.10*	2.62	.000	7.47	22.73
				VM	-25.07*	4.17	.000	-37.20	-12.94
				BF	-14.54*	3.80	.003	-25.58	-3.50
				ST	-25.45*	3.70	.000	-36.22	-14.67
	BF		RF	29.63*	3.41	.000	19.70	39.56	
			VM	-10.53	4.03	.111	-22.25	1.18	
			VL	14.53*	3.80	.003	3.50	25.58	
			ST	-10.90	6.33	.899	-29.34	7.52	
	ST	RF	40.54*	3.61	.000	30.03	51.06		
		VM	0.38	3.94	1.000	-11.07	11.83		
		VL	25.45*	3.70	.000	14.67	36.22		
		BF	10.91	6.33	.899	-7.52	29.34		
E2	D	RF	VM	-38.77*	4.14	.000	-50.80	-26.73	
			VL	-9.83*	2.97	.015	-18.45	-1.20	
			BF	-18.51*	3.70	.000	-29.28	-7.75	
			ST	-47.22*	3.62	.000	-57.75	-36.69	
		VM	RF	38.77*	4.14	.000	26.73	50.80	
			VL	28.94*	4.56	.000	15.68	42.20	
			BF	20.25*	4.12	.000	8.26	32.25	
			ST	-8.45	4.22	.493	-20.72	3.82	
		VL	RF	9.83*	2.97	.015	1.20	18.45	
			VM	-28.94*	4.56	.000	-42.20	-15.68	
			BF	-8.68	3.84	.270	-19.84	2.47	
			ST	-37.39*	3.81	.000	-48.48	-26.30	
		BF	RF	18.51*	3.70	.000	7.75	29.28	
			VM	-20.25*	4.12	.000	-32.25	-8.26	
			VL	8.68	3.84	.270	-2.47	19.84

E3	ND		ST	-28.71*	6.31	.000	-47.06	-10.35
			ST	RF	47.22*	3.62	.000	36.69
				VM	8.45	4.22	.493	-3.82
				VL	37.39*	3.81	.000	26.30
				BF	28.71*	6.31	.000	10.35
			RF	VM	-40.16*	3.61	.000	-50.66
				VL	-7.99*	2.70	.044	-15.85
				BF	-25.05*	3.52	.000	-35.28
				ST	-40.39*	3.73	.000	-51.22
			VM	RF	40.16*	3.61	.000	29.66
				VL	32.18*	4.30	.000	19.68
				BF	15.12*	4.15	.005	3.04
				ST	-0.23	4.06	1.000	-12.03
			VL	RF	7.99*	2.70	.044	0.12
				VM	-32.18*	4.30	.000	-44.68
				BF	-17.06*	3.91	.000	-28.44
				ST	-32.40*	3.82	.000	-43.50
			BF	RF	25.05*	3.52	.000	14.81
				VM	-15.12*	4.15	.005	-27.19
				VL	17.06*	3.91	.000	5.68
				ST	-15.34	6.53	.219	-34.33
			ST	RF	40.39*	3.73	.000	29.55
				VM	0.23	4.06	1.000	-11.58
				VL	32.40*	3.82	.000	21.30
				BF	15.34	6.53	.219	-3.65
			RF	VM	-41.51*	4.01	.000	-53.19
				VL	-9.82*	2.88	.011	-18.19
				BF	-27.08*	3.59	.000	-37.52
				ST	-40.48*	3.51	.000	-50.70
			VM	RF	41.51*	4.01	.000	29.84
				VL	31.69*	4.42	.000	18.82
				BF	14.43*	4.00	.006	2.79
				ST	1.04	4.09	1.000	-10.87
			VL	RF	9.82*	2.88	.011	1.46
				VM	-31.69*	4.42	.000	-44.56
				BF	-17.26*	3.72	.000	-28.08
				ST	-30.66*	3.70	.000	-41.41
			BF	RF	27.08*	3.59	.000	16.64
				VM	-14.43*	4.00	.006	-26.07
				VL	17.26*	3.72	.000	6.43
				ST	-13.40	6.12	.323	-31.20
			ST	RF	40.48*	3.51	.000	30.26
				VM	-1.04	4.09	1.000	-12.94
				VL	30.66*	3.70	.000	19.90
				BF	13.40	6.12	.323	-4.41
E3	ND	D	RF	VM	-38.86*	3.50	.000	-49.05
				VL	-12.18*	2.62	.000	-19.81
				BF	-24.96*	3.41	.000	-34.88
				ST	-42.41*	3.61	.000	-52.92
			VM	RF	38.86*	3.50	.000	28.67
				VL	26.68*	4.17	.000	14.56
				BF	13.91*	4.03	.010	2.19
				ST	-3.55	3.94	1.000	-14.99
			VL	RF	12.18*	2.62	.000	4.55
				VM	-26.68*	4.17	.000	-38.81
				BF	-12.78*	3.80	.013	-23.82
				ST	-30.23*	3.70	.000	-41.00
			BF	RF	24.95*	3.41	.000	15.02
				VM	-13.91*	4.03	.010	-25.62
				VL	12.78*	3.80	.013	1.73
				ST	-17.45	6.33	.077	-35.88

CON	D	ST	RF	42.41*	3.61	.000	31.89	52.92
			VM	3.55	3.94	1.000	-7.90	14.99
			VL	30.23*	3.70	.000	19.46	41.00
			BF	17.45	6.33	.077	-0.97	35.88
		RF	VM	-35.89*	4.01	.000	-47.57	-24.21
			VL	-20.31*	2.88	.000	-28.68	-11.95
			BF	-22.48*	3.59	.000	-32.93	-12.04
			ST	-48.32*	3.51	.000	-58.54	-38.10
		VM	RF	35.89*	4.01	.000	24.21	47.57
			VL	15.58*	4.42	.008	2.71	28.44
			BF	13.41*	4.00	.014	1.77	25.05
			ST	-12.43*	4.09	.035	-24.33	-0.53
		VL	RF	20.31*	2.88	.000	11.95	28.68
			VM	-15.58*	4.42	.008	-28.44	-2.71
			BF	-2.17	3.72	1.000	-13.00	8.66
			ST	-28.01*	3.70	.000	-38.76	-17.25
		BF	RF	22.48*	3.59	.000	12.04	32.93
			VM	-13.41*	4.00	.014	-25.05	-1.77
			VL	2.17	3.72	1.000	-8.66	13.00
			ST	-25.83*	6.12	.001	-43.64	-8.03
		ST	RF	48.32*	3.51	.000	38.10	58.54
			VM	12.43*	4.09	.035	0.53	24.33
			VL	28.01*	3.70	.000	17.25	38.76
			BF	25.84*	6.12	.001	8.03	43.64
	ND	RF	VM	-51.08*	3.50	.000	-61.27	-40.89
			VL	-10.15*	2.62	.003	-17.78	-2.52
			BF	-31.56*	3.41	.000	-41.49	-21.63
			ST	-42.60*	3.61	.000	-53.11	-32.08
		VM	RF	51.08*	3.50	.000	40.89	61.27
			VL	40.93*	4.17	.000	28.80	53.06
			BF	19.52*	4.03	.000	7.81	31.24
			ST	8.48	3.94	.349	-2.97	19.93
		VL	RF	10.15*	2.62	.003	2.52	17.78
			VM	-40.93*	4.17	.000	-53.06	-28.80
			BF	-21.42*	3.80	.000	-32.45	-10.37
			ST	-32.45*	3.70	.000	-43.22	-21.67
		BF	RF	31.56*	3.41	.000	21.63	41.49
			VM	-19.52*	4.03	.000	-31.24	-7.81
			VL	21.42*	3.80	.000	10.37	32.45
			ST	-11.04	6.33	.862	-29.47	7.39
		ST	RF	42.60*	3.61	.000	32.08	53.11
			VM	-8.48	3.94	.349	-19.93	2.97
			VL	32.45*	3.70	.000	21.67	43.22
			BF	11.04	6.33	.862	-7.39	29.47

Basadas en las medias marginales estimadas.

* La diferencia de medias es significativa al nivel

b Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

3.1.2. Squat unipodal

3.1.2.1. Agrupando miembros inferiores y grupos

Tabla LVII. Estimaciones generales en squat unipodal. Miembros inferiores y grupos juntos (%RMS).

Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
RF	14.04	0.62	12.81	15.28
VM	56.41	1.08	54.26	58.57
VL	29.55	0.85	27.84	31.25
BF	41.43	1.35	38.73	44.14
ST	58.57	1.35	55.87	61.27

RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla LVIII. Comparaciones por pares en squat unipodal. Miembros inferiores y grupos juntos (%RMS).

Músculo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
					Límite inferior	Límite superior
RF	VM	-42.37*	1.54	.000	-46.85	-37.90
	VL	-15.51*	1.03	.000	-18.49	-12.52
	BF	-27.39*	1.51	.000	-31.80	-22.99
	ST	-44.53*	1.46	.000	-48.77	-40.28
VM	RF	42.37*	1.54	.000	37.90	46.85
	VL	26.87*	1.84	.000	21.50	32.23
	BF	14.98*	1.72	.000	9.96	20.00
	ST	-2.15	1.73	1.000	-7.20	2.90
VL	RF	15.51*	1.03	.000	12.52	18.49
	VM	-26.87*	1.84	.000	-32.23	-21.50
	BF	-11.89*	1.58	.000	-16.48	-7.29
	ST	-29.02*	1.62	.000	-33.73	-24.31
BF	RF	27.39*	1.51	.000	22.99	31.80
	VM	-14.98*	1.72	.000	-20.00	-9.96
	VL	11.89*	1.58	.000	7.29	16.48
	ST	-17.13*	2.70	.000	-25.01	-9.26
ST	RF	44.53*	1.46	.000	40.28	48.77
	VM	2.15	1.73	1.000	-2.90	7.20
	VL	29.02*	1.62	.000	24.31	33.73
	BF	17.13*	2.70	.000	9.26	25.01

Basadas en las medidas marginales estimadas.

*La diferencia de medias es significativa al nivel.

b. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni

3.1.2.2. Agrupando miembros inferiores y diferenciando grupos.

Tabla LIX. Estimaciones generales en squat unipodal. Miembros inferiores juntos y grupos diferenciados (%RMS).

Equipo	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
E1	RF	13.60	1.24	11.11	16.08
	VM	53.15	2.17	48.80	57.49
	VL	33.26	1.72	29.82	36.69
	BF	37.63	2.72	32.19	43.07
	ST	62.37	2.72	56.93	67.81
E2	RF	13.08	1.24	10.59	15.57
	VM	59.10	2.17	54.76	63.45
	VL	27.82	1.72	24.39	31.25
	BF	37.30	2.72	31.86	42.74
	ST	62.70	2.72	57.26	68.15
E3	RF	15.61	1.24	13.12	18.09
	VM	55.53	2.17	51.19	59.87
	VL	28.87	1.72	25.43	32.30
	BF	46.11	2.72	40.67	51.56
	ST	53.89	2.72	48.44	59.33
CON	RF	13.89	1.21	11.47	16.30
	VM	57.87	2.11	53.66	62.09
	VL	28.24	1.67	24.91	31.57
	BF	44.69	2.64	39.41	49.97
	ST	55.31	2.64	50.03	60.59

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla LX. Comparaciones por pares en squat unipodal. Miembros inferiores juntos y grupos diferenciados (%RMS).

Grupo	Músculo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
						Límite inferior	Límite superior
E1	RF	VM	-39.55*	3.10	.000	-48.57	-30.54
		VL	-19.66*	2.07	.000	-25.68	-13.64
		BF	-24.03*	3.05	.000	-32.91	-15.15
		ST	-48.78*	2.94	.000	-57.33	-40.22
	VM	RF	39.55*	3.10	.000	30.54	48.57
		VL	19.89*	3.71	.000	9.08	30.71
		BF	15.52*	3.47	.000	5.40	25.63
		ST	-9.22	3.49	.105	-19.40	0.95
	VL	RF	19.66*	2.07	.000	13.64	25.68
		VM	-19.89*	3.71	.000	-30.71	-9.08
		BF	-4.38	3.18	.000	-13.63	4.88
		ST	-29.12*	3.26	.000	-38.61	-19.62
	BF	RF	24.03*	3.05	.000	15.15	32.91
		VM	-15.52*	3.47	.000	-25.63	-5.40
		VL	4.38	3.18	1.000	-4.88	13.63
		ST	-24.74*	5.45	.000	-40.60	-8.88
	ST	RF	48.77*	2.94	.000	40.22	57.33
		VM	9.22	3.49	.105	-0.95	19.40
		VL	29.12*	3.26	.000	19.62	38.61
		BF	24.74*	5.45	.000	8.88	40.60
E2	RF	VM	-46.03*	3.10	.000	-55.04	-37.01
		VL	-14.74*	2.07	.000	-20.76	-8.72
		BF	-24.22*	3.05	.000	-33.10	-15.34
		ST	-49.62*	2.94	.000	-58.18	-41.07
	VM	RF	46.03*	3.10	.000	37.01	55.04
		VL	31.28*	3.71	.000	20.47	42.10
		BF	21.80*	3.47	.000	11.69	31.92

		ST	-3.60	3.49	1.000	-13.77	6.58
	VL	RF	14.74*	2.07	.000	8.72	20.76
		VM	-31.28*	3.71	.000	-42.10	-20.47
		BF	-9.48*	3.18	.041	-18.74	-0.23
		ST	-34.88*	3.26	.000	-44.38	-25.39
	BF	RF	24.22*	3.05	.000	15.34	33.10
		VM	-21.80*	3.47	.000	-31.92	-11.69
		VL	9.48*	3.18	.041	0.23	18.74
		ST	-25.40*	5.45	.000	-41.26	-9.54
	ST	RF	49.62*	2.94	.000	41.07	58.18
		VM	3.60	3.49	1.000	-6.58	13.77
		VL	34.88*	3.26	.000	25.39	44.38
		BF	25.40*	5.45	.000	9.54	41.26
E3	RF	VM	-39.92*	3.10	.000	-48.94	-30.91
		VL	-13.26*	2.07	.000	-19.28	-7.24
		BF	-30.51*	3.05	.000	-39.39	-21.63
		ST	-38.28*	2.94	.000	-46.84	-29.73
	VM	RF	39.92*	3.10	.000	30.91	48.94
		VL	26.66*	3.71	.000	15.85	37.48
		BF	9.42	3.47	.087	-0.70	19.53
		ST	1.64	3.49	1.000	-8.53	11.82
	VL	RF	13.26*	2.07	.000	7.24	19.28
		VM	-26.66*	3.71	.000	-37.48	-15.85
		BF	-17.25*	3.18	.000	-26.50	-7.99
		ST	-25.02*	3.26	.000	-34.52	-15.53
	BF	RF	30.51*	3.05	.000	21.63	39.39
		VM	-9.42	3.47	.087	-19.53	0.70
		VL	17.25*	3.18	.000	7.99	26.50
		ST	-7.77	5.45	1.000	-23.63	8.09
	ST	RF	38.28*	2.94	.000	29.73	46.84
		VM	-1.64	3.49	1.000	-11.82	8.53
		VL	25.02*	3.26	.000	15.53	34.52
		BF	7.77	5.45	1.000	-8.09	23.63
CON	RF	VM	-43.99*	3.00	.000	-52.74	-35.24
		VL	-14.36*	2.01	.000	-20.20	-8.52
		BF	-30.81*	2.96	.000	-39.42	-22.19
		ST	-41.42*	2.85	.000	-49.72	-33.13
	VM	RF	43.99*	3.00	.000	35.24	52.74
		VL	29.63*	3.60	.000	19.14	40.12
		BF	13.18*	3.37	.002	3.37	23.00
		ST	2.56	3.39	1.000	-7.31	12.43
	VL	RF	14.36*	2.01	.000	8.52	20.20
		VM	-29.63*	3.60	.000	-40.12	-19.14
		BF	-16.45*	3.08	.000	-25.43	-7.47
		ST	-27.08*	3.16	.000	-36.28	-17.86
	BF	RF	30.81*	2.96	.000	22.19	39.42
		VM	-13.18*	3.37	.002	-23.00	-3.37
		VL	16.45*	3.08	.000	7.47	25.43
		ST	-10.62	5.28	.488	-26.01	4.77
	ST	RF	41.42*	2.85	.000	33.13	49.72
		VM	-2.56	3.39	1.000	-12.43	7.31
		VL	27.07*	3.16	.000	17.86	36.28
		BF	10.62	5.28	.488	-4.77	26.01

Basadas en las medidas marginales estimadas.

*La diferencia de medias es significativa al nivel.

b. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni

3.1.2.3. Diferenciando miembros inferiores y agrupando grupos

Tabla LXI. Estimaciones generales en squat unipodal. Miembros inferiores diferenciados y grupos juntos (%RMS).

Miembro inferior	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
D	RF	14.38	0.78	12.82	15.93
	VM	54.19	1.37	51.45	56.93
	VL	31.44	1.25	28.93	33.94
	BF	39.44	1.43	36.58	42.29
	ST	60.56	1.43	57.71	63.42
ND	RF	13.71	0.76	12.18	15.23
	VM	58.64	1.29	56.06	61.22
	VL	27.66	0.95	25.76	29.55
	BF	43.43	1.84	39.76	47.10
	ST	56.57	1.84	52.90	60.24

D: Dominante; ND: No Dominante; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso;

Tabla LXII. Comparaciones por pares en squat unipodal. Miembros inferiores diferenciados y grupos juntos (%RMS).

Miembro inferior	Músculo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
						Límite inferior	Límite superior
D	RF	VM	-39.81*	1.84	.000	-45.18	-34.44
		VL	-17.06*	1.57	.000	-21.63	-12.49
		BF	-25.06*	1.56	.000	-29.60	-20.52
		ST	-46.19*	1.69	.000	-51.11	-41.26
	VM	RF	39.81*	1.84	.000	34.44	45.18
		VL	22.75*	2.51	.000	15.45	30.06
		BF	14.75*	1.96	.000	9.04	20.46
		ST	-6.37*	2.00	.023	-12.20	-0.55
	VL	RF	17.06*	1.57	.000	12.49	21.63
		VM	-22.75*	2.51	.000	-30.06	-15.45
		BF	-8.00*	1.98	.001	-13.76	-2.25
		ST	-29.13*	1.82	.000	-34.43	-23.83
	BF	RF	25.06*	1.56	.000	20.52	29.60
		VM	-14.75*	1.96	.000	-20.46	-9.04
		VL	8.00*	1.98	.001	2.25	13.76
		ST	-21.13*	2.86	.000	-29.45	-12.81
	ST	RF	46.19*	1.69	.000	41.26	51.11
		VM	6.37*	2.00	.023	0.55	12.20
		VL	29.13*	1.82	.000	23.83	34.43
		BF	21.13*	2.86	.000	12.81	29.45
ND	RF	VM	-44.93*	1.90	.000	-50.46	-39.41
		VL	-13.95*	1.14	.000	-17.27	-10.63
		BF	-29.72*	2.04	.000	-35.66	-23.78
		ST	-42.86*	1.93	.000	-48.50	-37.23
	VM	RF	44.93*	1.90	.000	39.41	50.46
		VL	30.98*	2.13	.000	24.77	37.19
		BF	15.21*	2.27	.000	8.60	21.82
		ST	2.07	2.22	1.000	-4.39	8.52
	VL	RF	13.95*	1.14	.000	10.63	17.27
		VM	-30.98*	2.13	.000	-37.19	-24.77
		BF	-15.77*	1.99	.000	-21.56	-9.99
		ST	-28.91*	2.14	.000	-35.16	-22.67
	BF	RF	29.72*	2.04	.000	23.78	35.66
		VM	-15.21*	2.27	.000	-21.82	-8.60

	VL	15.77*	1.99	.000	9.99	21.56
	ST	-13.14*	3.67	.007	-23.83	-2.45
ST	RF	42.86*	1.93	.000	37.23	48.50
	VM	-2.07	2.22	1.000	-8.52	4.39
	VL	28.91*	2.14	.000	22.67	35.16
	BF	13.14*	3.67	.007	2.45	23.83

Basadas en las medias marginales estimadas.

*La diferencia de medias es significativa al nivel

b. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

3.1.2.4. Diferenciando miembros inferiores y grupos

Tabla LXIII. Estimaciones generales en squat unipodal. Miembros inferiores y grupos diferenciados (%RMS).

Grupo	Miembro inferior	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
					Límite inferior	Límite superior
E1	D	RF	13.30	1.57	10.17	16.43
		VM	50.83	2.76	45.31	56.36
		VL	35.87	2.52	30.82	40.91
		BF	35.74	2.88	29.99	41.49
		ST	64.26	2.88	58.51	70.02
	ND	RF	13.89	1.54	10.82	16.97
		VM	55.46	2.60	50.26	60.66
		VL	30.64	1.91	26.83	34.46
		BF	39.52	3.70	32.13	46.91
		ST	60.48	3.70	53.09	67.87
E2	D	RF	12.35	1.57	9.22	15.49
		VM	59.24	2.76	53.72	64.77
		VL	28.41	2.52	23.36	33.45
		BF	36.87	2.88	31.11	42.62
		ST	63.14	2.88	57.38	68.89
	ND	RF	13.80	1.54	10.73	16.88
		VM	58.97	2.60	53.77	64.16
		VL	27.23	1.91	23.42	31.05
		BF	37.73	3.70	30.34	45.13
		ST	62.27	3.70	54.87	69.66
E3	D	RF	16.88	1.57	13.75	20.02
		VM	54.07	2.76	48.54	59.59
		VL	29.05	2.52	24.00	34.10
		BF	45.38	2.88	39.63	51.14
		ST	54.62	2.88	48.86	60.37
	ND	RF	14.33	1.54	11.25	17.40
		VM	56.99	2.60	51.79	62.19
		VL	28.68	1.91	24.87	32.50
		BF	46.84	3.70	39.45	54.24
		ST	53.16	3.70	45.76	60.55
CON	D	RF	14.97	1.52	11.93	18.01
		VM	52.61	2.68	47.26	57.97
		VL	32.42	2.45	27.52	37.32
		BF	39.76	2.79	34.18	45.34
		ST	60.24	2.79	54.66	65.82
	ND	RF	12.80	1.49	9.82	15.79
		VM	63.13	2.52	58.09	68.17
		VL	24.07	1.85	20.36	27.77
		BF	49.62	3.59	42.45	56.79
		ST	50.38	3.59	43.21	57.55

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; D: Dominante; ND: No Dominante; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla LXIV. Comparaciones por pares en squat unipodal. Miembros inferiores y grupos diferenciados (%RMS).

Grupo	Miembro inferior	Músculo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
							Límite inferior	Límite superior
E1	D	RF	VM	-37.54*	3.72	.000	-48.36	-26.72
			VL	-22.57*	3.16	.000	-31.78	-13.35
			BF	-22.44*	3.14	.000	-31.59	-13.30
			ST	-50.96*	3.41	.000	-60.89	-41.04
		VM	RF	37.54*	3.72	.000	26.72	48.36
			VL	14.97*	5.06	.044	0.25	29.69
			BF	15.10*	3.95	.003	3.59	26.60
			ST	-13.43*	4.03	.015	-25.16	-1.69
		VL	RF	22.57*	3.16	.000	13.35	31.78
			VM	-14.97*	5.06	.044	-29.69	-0.25
			BF	0.12	3.98	1.000	-11.47	11.72
			ST	-28.40*	3.67	.000	-39.08	-17.71
		BF	RF	22.44*	3.14	.000	13.30	31.59
			VM	-15.10*	3.95	.003	-26.60	-3.59
			VL	-0.13	3.98	1.000	-11.72	11.47
			ST	-28.52*	5.76	.000	-45.29	-11.76
		ST	RF	50.96*	3.41	.000	41.04	60.89
			VM	13.43*	4.03	.015	1.69	25.16
			VL	28.40*	3.67	.000	17.71	39.08
			BF	28.52*	5.76	.000	11.76	45.29
	ND	RF	VM	-41.57*	3.82	.000	-52.70	-30.44
			VL	-16.75*	2.30	.000	-23.43	-10.07
			BF	-25.63*	4.11	.000	-37.60	-13.66
			ST	-46.59*	3.90	.000	-57.94	-35.23
		VM	RF	41.567*	3.82	.000	30.44	52.70
			VL	24.82*	4.29	.000	12.31	37.32
			BF	15.94*	4.57	.009	2.62	29.26
			ST	-5.02	4.47	1.000	-18.03	7.99
		VL	RF	16.75*	2.30	.000	10.07	23.43
			VM	-24.82*	4.29	.000	-37.32	-12.31
			BF	-8.88	4.00	.302	-20.52	2.77
			ST	-29.84*	4.32	.000	-42.41	-17.26
		BF	RF	25.63*	4.11	.000	13.66	37.60
			VM	-15.94*	4.57	.009	-29.26	-2.62
			VL	8.88	4.00	.302	-2.77	20.52
			ST	-20.96	7.40	.062	-42.50	0.58
		ST	RF	46.59*	3.90	.000	35.23	57.94
			VM	5.02	4.47	1.000	-7.99	18.03
			VL	29.84*	4.32	.000	17.26	42.41
			BF	20.96	7.40	.062	-0.58	42.50
E2	D	RF	VM	-46.89*	3.72	.000	-57.71	-36.07
			VL	-16.05*	3.16	.000	-25.27	-6.84
			BF	-24.51*	3.14	.000	-33.66	-15.37
			ST	-50.78*	3.41	.000	-60.71	-40.86
		VM	RF	46.89*	3.72	.000	36.07	57.71
			VL	30.84*	5.06	.000	16.11	45.56
			BF	22.38*	3.95	.000	10.87	33.88
			ST	-3.89	4.03	1.000	-15.63	7.84
		VL	RF	16.05*	3.16	.000	6.84	25.27
			VM	-30.84*	5.06	.000	-45.56	-16.11
			BF	-8.46	3.98	.377	-20.06	3.14
			ST	-34.73*	3.67	.000	-45.41	-24.05
		BF	RF	24.51*	3.14	.000	15.37	33.66
			VM	-22.38*	3.95	.000	-33.88	-10.87
			VL	8.46	3.98	.377	-3.14	20.06
			ST	-26.27*	5.76	.000	-43.03	-9.51

		ST	RF	50.78*	3.41	.000	40.86	60.71
			VM	3.89	4.03	1.000	-7.84	15.63
			VL	34.73*	3.67	.000	24.05	45.41
			BF	26.27*	5.76	.000	9.51	43.03
ND	RF	VM	RF	-45.16*	3.82	.000	-56.30	-34.03
			VL	-13.43*	2.30	.000	-20.12	-6.75
			BF	-23.93*	4.11	.000	-35.90	-11.97
			ST	-48.47*	3.90	.000	-59.82	-37.11
	VM	RF	RF	45.16*	3.82	.000	34.03	56.30
			VL	31.73*	4.29	.000	19.22	44.24
			BF	21.23*	4.57	.000	7.91	34.55
			ST	-3.30	4.47	1.000	-16.31	9.71
	VL	RF	RF	13.43*	2.30	.000	6.75	20.12
			VM	-31.73*	4.29	.000	-44.24	-19.22
			BF	-10.50	4.00	.109	-22.15	1.15
			ST	-35.03*	4.32	.000	-47.61	-22.46
	BF	RF	RF	23.93*	4.11	.000	11.97	35.90
			VM	-21.23*	4.57	.000	-34.55	-7.91
			VL	10.50	4.00	.109	-1.15	22.15
			ST	-24.53*	7.40	.015	-46.07	-2.99
	ST	RF	RF	48.47*	3.90	.000	37.11	59.82
			VM	3.30	4.47	1.000	-9.71	16.31
			VL	35.03*	4.32	.000	22.46	47.61
			BF	24.53*	7.40	.015	2.99	46.07
E3	D	RF	VM	-37.18*	3.72	.000	-48.00	-26.36
			VL	-12.16*	3.16	.003	-21.38	-2.95
			BF	-28.50*	3.14	.000	-37.64	-19.36
			ST	-37.73*	3.41	.000	-47.66	-27.81
		VM	RF	37.18*	3.72	.000	26.36	48.00
			VL	25.02*	5.06	.000	10.30	39.74
			BF	8.68	3.95	.317	-2.82	20.19
			ST	-0.55	4.03	1.000	-12.29	11.19
		VL	RF	12.16*	3.16	.003	2.95	21.38
			VM	-25.02*	5.06	.000	-39.74	-10.30
			BF	-16.33*	3.98	.001	-27.93	-4.74
			ST	-25.57*	3.67	.000	-36.25	-14.89
		BF	RF	28.50*	3.14	.000	19.36	37.64
			VM	-8.68	3.95	.317	-20.19	2.82
			VL	16.34*	3.98	.001	4.74	27.93
			ST	-9.23	5.76	1.000	-26.00	7.53
		ST	RF	37.73*	3.41	.000	27.81	47.66
			VM	0.55	4.03	1.000	-11.19	12.29
			VL	25.57*	3.67	.000	14.89	36.25
			BF	9.23	5.76	1.000	-7.53	26.00
	ND	RF	VM	-42.66*	3.82	.000	-53.79	-31.53
			VL	-14.36*	2.30	.000	-21.04	-7.67
			BF	-32.52*	4.11	.000	-44.49	-20.55
			ST	-38.83*	3.90	.000	-50.18	-27.48
		VM	RF	42.66*	3.82	.000	31.53	53.79
			VL	28.31*	4.29	.000	15.80	40.82
			BF	10.15	4.57	.302	-3.17	23.46
			ST	3.83	4.47	1.000	-9.18	16.84
		VL	RF	14.36*	2.30	.000	7.67	21.04
			VM	-28.31*	4.29	.000	-40.82	-15.80
			BF	-18.16*	4.00	.000	-29.81	-6.51
			ST	-24.47*	4.32	.000	-37.05	-11.90
		BF	RF	32.52*	4.11	.000	20.55	44.49
			VM	-10.15	4.57	.302	-23.46	3.17
			VL	18.16*	4.00	.000	6.51	29.81
			ST	-6.31	7.40	1.000	-27.85	15.23
		ST	RF	38.83*	3.90	.000	27.48	50.18
			VM	-3.83	4.47	1.000	-16.84	9.18

CON	D	RF	VL	24.47*	4.32	.000	11.90	37.05
			BF	6.31	7.40	1.000	-15.23	27.85
		RF	VM	-37.65*	3.60	.000	-48.14	-27.15
			VL	-17.45*	3.07	.000	-26.39	-8.51
			BF	-24.79*	3.05	.000	-33.66	-15.92
			ST	-45.27*	3.31	.000	-54.90	-35.64
		VM	RF	37.65*	3.60	.000	27.15	48.14
			VL	20.19*	4.90	.001	5.91	34.48
			BF	12.86*	3.83	.014	1.70	24.01
			ST	-7.63	3.91	.557	-19.01	3.76
		VL	RF	17.45*	3.07	.000	8.51	26.39
			VM	-20.19*	4.90	.001	-34.48	-5.91
			BF	-7.34	3.86	.621	-18.59	3.91
			ST	-27.82*	3.56	.000	-38.18	-17.46
		BF	RF	24.79*	3.05	.000	15.92	33.66
			VM	-12.86*	3.83	.014	-24.01	-1.70
			VL	7.34	3.86	.621	-3.91	18.59
			ST	-20.48*	5.58	.005	-36.75	-4.22
		ST	RF	45.27*	3.31	.000	35.64	54.90
			VM	7.63	3.91	.557	-3.76	19.01
			VL	27.82*	3.56	.000	17.46	38.18
			BF	20.48*	5.58	.005	4.22	36.75
	ND	RF	VM	-50.33*	3.71	.000	-61.13	-39.53
			VL	-11.26*	2.23	.000	-17.75	-4.78
			BF	-36.82*	3.99	.000	-48.43	-25.21
			ST	-37.58*	3.78	.000	-48.59	-26.56
		VM	RF	50.33*	3.71	.000	39.53	61.13
			VL	39.07*	4.17	.000	26.93	51.20
			BF	13.51*	4.44	.034	0.59	26.43
			ST	12.75*	4.33	.046	0.13	25.37
		VL	RF	11.26*	2.23	.000	4.78	17.75
			VM	-39.07*	4.17	.000	-51.20	-26.93
			BF	-25.56*	3.88	.000	-36.86	-14.26
			ST	-26.31*	4.19	.000	-38.51	-14.11
		BF	RF	36.82*	3.99	.000	25.21	48.43
			VM	-13.51*	4.44	.034	-26.43	-0.59
			VL	25.56*	3.88	.000	14.26	36.86
			ST	-0.76	7.17	1.000	-21.65	20.14
		ST	RF	37.58*	3.78	.000	26.56	48.59
			VM	-12.75*	4.33	.046	-25.37	-0.13
			VL	26.31*	4.19	.000	14.11	38.51
			BF	0.76	7.17	1.000	-20.14	21.65

Basadas en las medias marginales estimadas.

* La diferencia de medias es significativa al nivel

b Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

3.1.3. Squat bipodal

3.1.3.1. Agrupando miembros inferiores y grupos

Tabla LXV. Estimaciones generales en squat bipodal. Miembros inferiores y grupos juntos (%RMS).

Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
RF	21.05	0.86	19.32	22.77
VM	51.11	1.02	49.07	53.15
VL	27.84	0.79	26.26	29.42
BF	43.34	1.37	40.60	46.08
ST	56.66	1.37	53.92	59.40

RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Biceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla LXVI. Comparaciones por pares en squat bipodal. Miembros inferiores y grupos juntos (%RMS).

Músculo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
					Límite inferior	Límite superior
RF	VM	-30.07*	1.72	.000	-35.06	-25.08
	VL	-6.80*	1.30	.000	-10.59	-3.01
	BF	-22.30*	1.60	.000	-26.94	-17.65
	ST	-35.61*	1.64	.000	-40.40	-30.83
VM	RF	30.07*	1.72	.000	25.08	35.06
	VL	23.27*	1.61	.000	18.58	27.96
	BF	7.77*	1.77	.000	2.62	12.93
	ST	-5.55*	1.65	.013	-10.34	-0.76
VL	RF	6.80*	1.30	.000	3.01	10.59
	VM	-23.27*	1.61	.000	-27.96	-18.58
	BF	-15.50*	1.54	.000	-19.98	-11.02
	ST	-28.82*	1.63	.000	-33.56	-24.08
BF	RF	22.30*	1.60	.000	17.65	26.94
	VM	-7.77*	1.77	.000	-12.93	-2.62
	VL	15.50*	1.54	.000	11.02	19.98
	ST	-13.32*	2.75	.000	-21.31	-5.33
ST	RF	35.62*	1.64	.000	30.83	40.40
	VM	5.55*	1.65	.013	0.76	10.34
	VL	28.82*	1.63	.000	24.08	33.56
	BF	13.32*	2.75	.000	5.33	21.31

Basadas en las medidas marginales estimadas.

*La diferencia de medias es significativa al nivel.

b. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni

3.1.3.2. Agrupando miembros inferiores y diferenciando grupos.

Tabla LXVII. Estimaciones generales en squat bipodal. Miembros inferiores juntos y grupos diferenciados (%RMS).

Equipo	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
E1	RF	21.78	1.71	18.37	25.20
	VM	47.63	2.03	43.58	51.68
	VL	30.58	1.57	27.44	33.72
	BF	42.46	2.72	37.02	47.90
	ST	57.54	2.72	52.10	62.99
E2	RF	19.65	1.71	16.24	23.07
	VM	54.91	2.03	50.86	58.96
	VL	25.44	1.57	22.30	28.58
	BF	40.93	2.72	35.49	46.38
	ST	59.07	2.72	53.62	64.51
E3	RF	22.77	1.71	19.35	26.18
	VM	50.00	2.03	45.96	54.05
	VL	27.23	1.57	24.09	30.37
	BF	46.08	2.72	40.64	51.53
	ST	53.92	2.72	48.47	59.36
CON	RF	19.98	1.76	16.46	23.50
	VM	51.91	2.09	47.73	56.08
	VL	28.12	1.62	24.88	31.35
	BF	43.89	2.81	38.28	49.50
	ST	56.11	2.81	50.50	61.72

E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla LXVIII. Comparaciones por pares en squat bipodal. Miembros inferiores juntos y grupos diferenciados (%RMS).

Grupo	Músculo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
						Límite inferior	Límite superior
E1	RF	VM	-25.85*	3.40	.000	-35.75	-15.94
		VL	-8.80*	2.58	.012	-16.32	-1.28
		BF	-20.67*	3.17	.000	-29.90	-11.45
		ST	-35.76*	3.26	.000	-45.25	-26.27
	VM	RF	25.85*	3.40	.000	15.94	35.75
		VL	17.05*	3.20	.000	7.74	26.35
		BF	5.17	3.52	1.000	-5.06	15.41
		ST	-9.91*	3.27	.035	-19.42	-0.40
	VL	RF	8.80*	2.58	.012	1.28	16.32
		VM	-17.05*	3.20	.000	-26.35	-7.74
		BF	-11.875*	3.06	.002	-20.76	-2.99
		ST	-26.96*	3.23	.000	-36.36	-17.56
	BF	RF	20.67*	3.17	.000	11.45	29.90
		VM	-5.17	3.52	1.000	-15.41	5.06
		VL	11.88*	3.06	.002	2.99	20.76
		ST	-15.08	5.45	.074	-30.93	0.77
	ST	RF	35.76*	3.26	.000	26.27	45.25
		VM	9.91*	3.27	.035	0.40	19.42
		VL	26.96*	3.23	.000	17.56	36.36
		BF	15.08	5.45	.074	-0.77	30.93
E2	RF	VM	-35.26*	3.40	.000	-45.16	-25.36
		VL	-5.79	2.58	.287	-13.31	1.73
		BF	-21.28*	3.17	.000	-30.51	-12.06
		ST	-39.42*	3.26	.000	-48.90	-29.93
	VM	RF	35.26*	3.40	.000	25.36	45.16

		VL	29.47*	3.20	.000	20.17	38.78
		BF	13.98*	3.52	.002	3.74	24.21
		ST	-4.15	3.27	1.000	-13.66	5.35
VL		RF	5.79	2.58	.287	-1.73	13.31
		VM	-29.47*	3.20	.000	-38.78	-20.17
		BF	-15.50*	3.06	.000	-24.39	-6.61
		ST	-33.63*	3.23	.000	-43.03	-24.23
BF		RF	21.28*	3.17	.000	12.06	30.51
		VM	-13.98*	3.52	.002	-24.21	-3.74
		VL	15.50*	3.06	.000	6.61	24.39
		ST	-18.13*	5.45	.015	-33.98	-2.28
ST		RF	39.42*	3.26	.000	29.93	48.90
		VM	4.15	3.27	1.000	-5.35	13.66
		VL	33.63*	3.23	.000	24.23	43.03
		BF	18.13*	5.45	.015	2.28	33.98
E3	RF	VM	-27.24*	3.40	.000	-37.14	-17.33
		VL	-4.46	2.58	.893	-11.98	3.06
		BF	-23.32*	3.17	.000	-32.54	-14.09
		ST	-31.15*	3.26	.000	-40.64	-21.66
	VM	RF	27.24*	3.40	.000	17.33	37.14
		VL	22.78*	3.20	.000	13.47	32.08
		BF	3.92	3.52	1.000	-6.31	14.15
		ST	-3.91	3.27	1.000	-13.42	5.60
	VL	RF	4.46	2.58	.893	-3.06	11.98
		VM	-22.78*	3.20	.000	-32.08	-13.47
		BF	-18.86*	3.06	.000	-27.75	-9.97
		ST	-26.69*	3.23	.000	-36.09	-17.29
	BF	RF	23.32*	3.17	.000	14.09	32.54
		VM	-3.92	3.52	1.000	-14.15	6.31
		VL	18.86*	3.06	.000	9.97	27.75
		ST	-7.83	5.45	1.000	-23.68	8.02
	ST	RF	31.15*	3.26	.000	21.66	40.64
		VM	3.91	3.27	1.000	-5.60	13.42
		VL	26.69*	3.23	.000	17.29	36.09
		BF	7.83	5.45	1.000	-8.02	23.68
CON	RF	VM	-31.93*	3.51	.000	-42.14	-21.72
		VL	-8.14*	2.66	.033	-15.89	-0.39
		BF	-23.91*	3.27	.000	-33.42	-14.40
		ST	-36.14*	3.36	.000	-45.92	-26.36
	VM	RF	31.93*	3.51	.000	21.72	42.14
		VL	23.79*	3.30	.000	14.20	33.38
		BF	8.02	3.63	.306	-2.53	18.57
		ST	-4.21	3.37	1.000	-14.01	5.59
	VL	RF	8.14*	2.66	.033	0.39	15.89
		VM	-23.79*	3.30	.000	-33.38	-14.20
		BF	-15.77*	3.15	.000	-24.93	-6.61
		ST	-27.99*	3.33	.000	-37.69	-18.31
	BF	RF	23.91*	3.27	.000	14.40	33.42
		VM	-8.02	3.63	.306	-18.57	2.53
		VL	15.77*	3.15	.000	6.61	24.93
		ST	-12.23	5.62	.332	-28.56	4.11
	ST	RF	36.14*	3.36	.000	26.36	45.92
		VM	4.21	3.37	1.000	-5.59	14.01
		VL	27.99*	3.33	.000	18.31	37.69
		BF	12.23	5.62	.332	-4.11	28.56

Basadas en las medidas marginales estimadas.

*La diferencia de medias es significativa al nivel.

b. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni

3.1.3.3. Diferenciando miembros inferiores y agrupando grupos.

Tabla LXIX. Estimaciones generales en Squat bipodal. Miembros inferiores diferenciados y grupos juntos (%RMS).

Miembro inferior	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
D	RF	20.73	1.17	18.40	23.06
	VM	50.57	1.32	47.93	53.21
	VL	28.70	1.08	26.55	30.86
	BF	40.93	1.66	37.61	44.24
	ST	59.08	1.66	55.76	62.39
ND	RF	21.36	1.08	19.20	23.53
	VM	51.66	1.27	49.13	54.19
	VL	26.98	0.95	25.09	28.88
	BF	45.76	1.76	42.24	49.28
	ST	54.24	1.76	50.73	57.76

D: Dominante; ND: No Dominante; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso;

Tabla LXX. Comparaciones por pares en squat bipodal. Miembros inferiores diferenciados y grupos juntos (%RMS).

Miembro inferior	Músculo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
						Límite inferior	Límite superior
D	RF	VM	-29.84*	2.25	.000	-36.39	-23.30
		VL	-7.97*	1.82	.000	-13.26	-2.69
		BF	-20.20*	1.90	.000	-25.73	-14.66
		ST	-38.35*	2.15	.000	-44.59	-32.10
	VM	RF	29.84*	2.25	.000	23.30	36.39
		VL	21.87*	2.11	.000	15.73	28.01
		BF	9.65*	2.26	.001	3.07	16.22
		ST	-8.51*	1.97	.001	-14.25	-2.76
	VL	RF	7.97*	1.82	.000	2.69	13.26
		VM	-21.87*	2.11	.000	-28.01	-15.73
		BF	-12.22*	1.95	.000	-17.90	-6.55
		ST	-30.37*	2.01	.000	-36.21	-24.54
	BF	RF	20.20*	1.90	.000	14.66	25.73
		VM	-9.65*	2.26	.001	-16.22	-3.07
		VL	12.22*	1.95	.000	6.55	17.90
		ST	-18.15*	3.32	.000	-27.81	-8.49
	ST	RF	38.35*	2.15	.000	32.10	44.59
		VM	8.51*	1.97	.001	2.76	14.25
		VL	30.37*	2.01	.000	24.54	36.21
		BF	18.15*	3.32	.000	8.49	27.81
ND	RF	VM	-30.30*	2.16	.000	-36.57	-24.02
		VL	-5.62*	1.59	.008	-10.26	-0.98
		BF	-24.40*	2.06	.000	-30.39	-18.40
		ST	-32.88*	2.08	.000	-38.92	-26.85
	VM	RF	30.30*	2.16	.000	24.02	36.57
		VL	24.67*	1.96	.000	18.98	30.37
		BF	5.90	2.09	.063	-0.18	11.97
		ST	-2.59	2.25	1.000	-9.12	3.95
	VL	RF	5.62*	1.59	.008	0.98	10.26
		VM	-24.67*	1.96	.000	-30.37	-18.98

	BF	-18.78*	2.09	.000	-24.86	-12.69
	ST	-27.26*	1.90	.000	-32.80	-21.72
BF	RF	24.40*	2.06	.000	18.40	30.39
	VM	-5.90	2.09	.063	-11.97	0.18
	VL	18.78*	2.09	.000	12.69	24.86
	ST	-8.49	3.52	.189	-18.73	1.76
ST	RF	32.88*	2.08	.000	26.85	38.92
	VM	2.59	2.25	1.000	-3.95	9.12
	VL	27.26*	1.90	.000	21.72	32.80
	BF	8.49	3.52	.189	-1.76	18.73

Basadas en las medias marginales estimadas.

*La diferencia de medias es significativa al nivel

b. Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

3.1.3.4. Diferenciando miembros inferiores y grupos.

Tabla LXXI. Estimaciones generales en squat bipodal. Miembros inferiores y grupos diferenciados (%RMS).

Grupo	Miembro inferior	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
					Límite inferior	Límite superior
E1	D	RF	23.81	2.32	19.18	28.45
		VM	45.13	2.62	39.89	50.38
		VL	31.05	2.14	26.78	35.33
		BF	45.62	3.29	39.04	52.20
		ST	54.38	3.29	47.80	60.97
	ND	RF	19.75	2.15	15.46	24.05
		VM	50.13	2.51	45.11	55.15
		VL	30.12	1.88	26.36	33.87
		BF	39.30	3.49	32.32	46.28
		ST	60.70	3.49	53.72	67.68
E2	D	RF	16.63	2.32	12.00	21.26
		VM	57.91	2.62	52.67	63.15
		VL	25.46	2.14	21.19	29.73
		BF	36.55	3.29	29.97	43.13
		ST	63.45	3.29	56.87	70.04
	ND	RF	22.67	2.15	18.38	26.97
		VM	51.91	2.51	46.89	56.93
		VL	25.42	1.88	21.66	29.18
		BF	45.32	3.49	38.34	52.30
		ST	54.68	3.49	47.70	61.66
E3	D	RF	24.31	2.32	19.68	28.94
		VM	49.67	2.62	44.43	54.92
		VL	26.02	2.14	21.75	30.29
		BF	43.91	3.29	37.32	50.49
		ST	56.10	3.29	49.51	62.68
	ND	RF	21.23	2.15	16.93	25.52
		VM	50.34	2.51	45.32	55.36
		VL	28.44	1.88	24.68	32.19
		BF	48.26	3.49	41.28	55.24
		ST	51.74	3.49	44.76	58.72
CON	D	RF	18.16	2.39	13.39	22.94
		VM	49.56	2.71	44.16	54.97
		VL	32.27	2.20	27.87	36.68
		BF	37.63	3.40	30.85	44.41
		ST	62.37	3.40	55.59	69.16
	ND	RF	21.79	2.22	17.36	26.22
		VM	54.25	2.59	49.07	59.42
		VL	23.96	1.94	20.09	27.84
		BF	50.14	3.60	42.95	57.34

ST	49.86	3.60	42.66	57.05
E1: Equipo 1; E2: Equipo 2; E3: Equipo 3; CON: Control; D: Dominante; ND: No Dominante; RF: Recto Femoral; VM: Vasto Medial; VL: Vasto Lateral; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso.				

Tabla LXXII. Comparaciones por pares en squat bipodal. Miembros inferiores y grupos diferenciados (%RMS).

Grupo	Miembro inferior	Músculo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^b	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^b	
							Límite inferior	Límite superior
E1	D	RF	VM	-21.32*	4.47	.000	-34.31	-8.33
			VL	-7.24	3.61	.490	-17.73	3.25
			BF	-21.80*	3.78	.000	-32.79	-10.81
			ST	-30.57*	4.26	.000	-42.97	-18.17
		VM	RF	21.32*	4.47	.000	8.33	34.31
			VL	14.08*	4.19	.013	1.89	26.27
			BF	-0.48	4.49	1.000	-13.54	12.57
			ST	-9.25	3.92	.213	-20.64	2.15
		VL	RF	7.24	3.61	.490	-3.25	17.73
			VM	-14.08*	4.19	.013	-26.27	-1.89
			BF	-14.57*	3.87	.004	-25.82	-3.31
			ST	-23.33*	3.98	.000	-34.92	-11.74
		BF	RF	21.80*	3.78	.000	10.81	32.79
			VM	0.48	4.49	1.000	-12.57	13.54
			VL	14.57*	3.87	.004	3.31	25.82
			ST	-8.77	6.59	1.000	-27.93	10.40
		ST	RF	30.57*	4.26	.000	18.17	42.97
			VM	9.25	3.92	.213	-2.15	20.64
			VL	23.33*	3.98	.000	11.74	34.92
			BF	8.77	6.59	1.000	-10.40	27.93
	ND	RF	VM	-30.38*	4.28	.000	-42.83	-17.92
			VL	-10.36*	3.16	.017	-19.57	-1.16
			BF	-19.55*	4.09	.000	-31.44	-7.65
			ST	-40.95*	4.12	.000	-52.92	-28.97
		VM	RF	30.38*	4.28	.000	17.92	42.83
			VL	20.01*	3.88	.000	8.72	31.31
			BF	10.8	4.14	.112	-1.23	22.89
			ST	-10.57	4.46	.208	-23.54	2.40
		VL	RF	10.36*	3.16	.017	1.16	19.57
			VM	-20.01*	3.88	.000	-31.31	-8.72
			BF	-9.18	4.15	.305	-21.26	2.89
			ST	-30.59*	3.78	.000	-41.58	-19.59
		BF	RF	19.55*	4.09	.000	7.65	31.44
			VM	-10.83	4.14	.112	-22.89	1.23
			VL	9.18	4.15	.305	-2.89	21.26
			ST	-21.49*	6.99	.032	-41.73	-1.07
		ST	RF	40.95*	4.12	.000	28.97	52.92
			VM	10.57	4.46	.208	-2.40	23.54
			VL	30.59*	3.78	.000	19.59	41.58
			BF	21.40*	6.99	.032	1.07	41.73
E2	D	RF	VM	-41.28*	4.47	.000	-54.27	-28.29
			VL	-8.83	3.61	.171	-19.32	1.66
			BF	-19.92*	3.78	.000	-30.91	-8.93
			ST	-46.82*	4.26	.000	-59.22	-34.42
		VM	RF	41.28*	4.47	.000	28.29	54.27
			VL	32.45*	4.19	.000	20.26	44.64
			BF	21.36*	4.49	.000	8.31	34.42
			ST	-5.54	3.92	1.000	-16.94	5.85
		VL	RF	8.83	3.61	.171	-1.66	19.32
			VM	-32.45*	4.19	.000	-44.64	-20.26
			BF	-11.09	3.87	.057	-22.35	0.17

E3	ND	BF	ST	-37.99*	3.98	.000	-49.58	-26.40
			RF	19.92*	3.78	.000	8.93	30.91
			VM	-21.36*	4.49	.000	-34.42	-8.31
			VL	11.09	3.87	.057	-0.17	22.35
			ST	-26.91*	6.59	.001	-46.07	-7.74
		ST	RF	46.82*	4.26	.000	34.42	59.22
			VM	5.54	3.92	1.000	-5.85	16.94
			VL	37.99*	3.98	.000	26.40	49.58
			BF	26.91*	6.59	.001	7.74	46.07
		RF	VM	-29.24*	4.28	.000	-41.70	-16.79
			VL	-2.75	3.16	1.000	-11.95	6.46
			BF	-22.65*	4.09	.000	-34.55	-10.76
			ST	-32.01*	4.12	.000	-43.98	-20.03
		VM	RF	29.24*	4.28	.000	16.79	41.70
			VL	26.50*	3.88	.000	15.20	37.79
			BF	6.59	4.14	1.000	-5.46	18.65
			ST	-2.77	4.46	1.000	-15.73	10.21
		VL	RF	2.75	3.16	1.000	-6.46	11.95
			VM	-26.50*	3.88	.000	-37.79	-15.20
			BF	-19.91*	4.15	.000	-31.98	-7.83
			ST	-29.26*	3.78	.000	-40.26	-18.27
	D	BF	RF	22.65*	4.09	.000	10.76	34.55
			VM	-6.59	4.14	1.000	-18.65	5.46
			VL	19.91*	4.15	.000	7.83	31.98
			ST	-9.36	6.99	1.000	-29.69	10.98
		ST	RF	32.01*	4.12	.000	20.03	43.98
			VM	2.77	4.46	1.000	-10.21	15.73
			VL	29.26*	3.78	.000	18.27	40.26
			BF	9.36	6.99	1.000	-10.98	29.69
		RF	VM	-25.36*	4.47	.000	-38.35	-12.37
			VL	-1.71	3.61	1.000	-12.20	8.78
			BF	-19.60*	3.78	.000	-30.59	-8.61
			ST	-31.79*	4.26	.000	-44.19	-19.39
		VM	RF	25.36*	4.47	.000	12.37	38.35
			VL	23.65*	4.19	.000	11.46	35.84
			BF	5.77	4.49	1.000	-7.29	18.82
			ST	-6.42	3.92	1.000	-17.82	4.97
		VL	RF	1.71	3.61	1.000	-8.78	12.20
			VM	-23.65*	4.19	.000	-35.84	-11.46
			BF	-17.89*	3.87	.000	-29.14	-6.63
			ST	-30.08*	3.98	.000	-41.67	-18.49
	ND	BF	RF	19.60*	3.78	.000	8.61	30.59
			VM	-5.77	4.49	1.000	-18.82	7.29
			VL	17.89*	3.87	.000	6.63	29.14
			ST	-12.19	6.59	.689	-31.35	6.97
		ST	RF	31.79*	4.26	.000	19.39	44.19
			VM	6.42	3.92	1.000	-4.97	17.82
			VL	30.08*	3.98	.000	18.49	41.67
			BF	12.19	6.59	.689	-6.97	31.35
		RF	VM	-29.11*	4.28	.000	-41.57	-16.65
			VL	-7.21	3.16	.261	-16.41	2.00
			BF	-27.04*	4.09	.000	-38.93	-15.14
			ST	-30.51*	4.12	.000	-42.49	-18.54
		VM	RF	29.11*	4.28	.000	16.65	41.57
			VL	21.90*	3.88	.000	10.61	33.20
			BF	2.08	4.14	1.000	-9.98	14.13
			ST	-1.40	4.46	1.000	-14.37	11.57
		VL	RF	7.21	3.16	.261	-2.00	16.41
			VM	-21.90*	3.88	.000	-33.20	-10.61
			BF	-19.83*	4.15	.000	-31.90	-7.76
			ST	-23.30*	3.78	.000	-34.30	-12.31

CON	D	BF	RF	27.04*	4.09	.000	15.14	38.93
			VM	-2.08	4.14	1.000	-14.13	9.98
			VL	19.83*	4.15	.000	7.76	31.90
			ST	-3.48	6.99	1.000	-23.81	16.85
		ST	RF	30.51*	4.12	.000	18.54	42.49
			VM	1.40	4.46	1.000	-11.57	14.37
			VL	23.30*	3.78	.000	12.31	34.30
			BF	3.48	6.99	1.000	-16.85	23.81
		RF	VM	-31.40*	4.60	.000	-44.79	-18.01
			VL	-14.11*	3.72	.003	-24.92	-3.30
			BF	-19.47*	3.89	.000	-30.80	-8.14
			ST	-44.21*	4.39	.000	-56.99	-31.43
		VM	RF	31.40*	4.60	.000	18.01	44.79
			VL	17.29*	4.32	.002	4.73	29.85
			BF	11.93	4.63	.122	-1.52	25.39
			ST	-12.81*	4.04	.023	-24.55	-1.06
		VL	RF	14.11*	3.72	.003	3.30	24.92
			VM	-17.29*	4.32	.002	-29.85	-4.73
			BF	-5.36	3.99	1.000	-16.96	6.25
			ST	-30.10*	4.11	.000	-42.04	-18.15
		BF	RF	19.47*	3.89	.000	8.14	30.80
			VM	-11.93	4.63	.122	-25.39	1.52
			VL	5.36	3.99	1.000	-6.25	16.96
			ST	-24.74*	6.79	.005	-44.50	-4.99
	ND	ST	RF	44.21*	4.39	.000	31.43	56.99
			VM	12.81*	4.04	.023	1.06	24.55
			VL	30.10*	4.11	.000	18.15	42.04
			BF	24.74*	6.79	.005	4.99	44.50
		RF	VM	-32.46*	4.41	.000	-45.30	-19.62
			VL	-2.17	3.26	1.000	-11.66	7.32
			BF	-28.35*	4.21	.000	-40.61	-16.09
			ST	-28.07*	4.24	.000	-40.41	-15.72
		VM	RF	32.46*	4.41	.000	19.62	45.30
			VL	30.29*	4.00	.000	18.64	41.93
			BF	4.10	4.27	1.000	-8.32	16.53
			ST	4.39	4.60	1.000	-8.98	17.76
		VL	RF	2.17	3.26	1.000	-7.32	11.66
			VM	-30.27*	4.00	.000	-41.93	-18.64
			BF	-26.19*	4.28	.000	-38.63	-13.74
			ST	-25.89*	3.90	.000	-37.23	-14.56
		BF	RF	28.35*	4.21	.000	16.09	40.61
			VM	-4.10	4.27	1.000	-16.53	8.32
			VL	26.18*	4.28	.000	13.74	38.63
			ST	0.29	7.20	1.000	-20.67	21.25
		ST	RF	28.06*	4.24	.000	15.72	40.41
			VM	-4.39	4.60	1.000	-17.76	8.98
			VL	25.89*	3.90	.000	14.56	37.23
			BF	-0.29	7.20	1.000	-21.25	20.67

Basadas en las medias marginales estimadas.

* La diferencia de medias es significativa al nivel

b Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

Estudio 2

1. Comparación de miembros inferiores

1.1. Patrón Intramuscular

1.1.1. Lunge

Tabla LXXIII. Estimaciones generales en lunge. Grupo de los lesionados a posterior (%RMS).

Músculo	Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
BF	MIL	46.87	4.86	36.90	56.83
	MINL	43.52	5.00	33.27	53.77
ST	MIL	53.13	3.10	46.78	59.49
	MINL	56.48	3.32	49.68	63.27

BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso; MIL: Miembro Inferior Lesionado; MINL: Miembro Inferior No Lesionado

Tabla LXXIV. Comparaciones por pares en lunge. Grupo de los lesionados a posterior (%RMS).

Músculo	Miembro inferior		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
						Límite inferior	Límite superior
BF	MIL	MINL	3.35	3.45	.340	-3.71	10.41
	MINL	MIL	-3.35	3.45	.340	-10.41	3.71
ST	MIL	MINL	-3.35	3.45	.340	-10.41	3.71
	MINL	MIL	3.35	3.45	.340	-3.71	10.41

Basadas en las medias marginales estimadas.

^a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

1.1.2. Squat unipodal

Tabla LXXV. Estimaciones generales en squat unipodal. Grupo de los lesionados a posterior (%RMS).

Músculo	Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
BF	MIL	52.59	4.00	44.40	60.83
	MINL	52.14	4.17	43.59	60.68
ST	MIL	47.41	4.00	39.21	55.60
	MINL	47.86	4.17	39.32	56.41

BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso; MIL: Miembro Inferior Lesionado; MINL: Miembro Inferior No Lesionado

Tabla LXXVI. Comparaciones por pares en squat unipodal. Grupo de los lesionados a posterior (%RMS).

Músculo	Miembro inferior		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
						Límite inferior	Límite superior
BF	MIL	MINL	.457	4.65	.922	-9.08	9.99
	MINL	MIL	-.457	4.65	.922	-9.99	9.08
ST	MIL	MINL	-.457	4.65	.922	-9.99	9.08
	MINL	MIL	.457	4.65	.922	-9.08	9.99

Basadas en las medias marginales estimadas.

^a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

1.1.3. Squat bipodal

Tabla LXXVII. Estimaciones generales en squat bipodal. Grupo de los lesionados a posterior (%RMS).

Músculo	Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
BF	MIL	51.06	4.87	41.09	61.04
	MINL	44.55	5.03	34.24	54.86
ST	MIL	48.94	4.87	38.96	58.91
	MINL	55.45	5.03	45.14	65.76

BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso; MIL: Miembro Inferior Lesionado; MINL: Miembro Inferior No Lesionado

Tabla LXXVIII. Comparaciones por pares en squat bipodal. Grupo de los lesionados a posterior (%RMS).

Músculo	Miembro inferior		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
						Límite inferior	Límite superior
BF	MIL	MINL	6.513	3.81	.098	-1.29	14.32
	MINL	MIL	-6.513	3.81	.098	-14.32	1.29
ST	MIL	MINL	-6.513	3.81	.098	-14.32	1.29
	MINL	MIL	6.513	3.81	.098	-1.29	14.32

Basadas en las medias marginales estimadas.

^a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

1.2. Patrón Intermuscular

1.2.1. Lunge

Tabla LXXIX. Estimaciones generales en lunge. Grupo de los lesionados a posterior (ratio I:C RMS).

Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
MIL	0.18	.02	.13	.22
MINL	0.21	.03	.15	.27

MIL: Miembro Inferior Lesionado; MINL: Miembro Inferior No Lesionado

Tabla LXXX. Comparaciones por pares en lunge. Grupo de los lesionados a posterior (ratio I:C RMS).

Miembro inferior		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
					Límite inferior	Límite superior
MIL	MINL	-0.03	0.03	.283	-0.09	-0.03
MINL	MIL	0.03	0.03	.283	-0.03	-0.09

Basadas en las medias marginales estimadas.

^a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

1.2.2. Squat unipodal

Tabla LXXXI. Estimaciones generales en squat unipodal. Grupo de los lesionados a posterior (ratio I:C RMS).

Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
MIL	0.18	.03	.12	.24
MINL	0.19	.03	.13	.25

MIL: Miembro Inferior Lesionado; MINL: Miembro Inferior No Lesionado

Tabla LXXXII. Comparaciones por pares en squat unipodal. Grupo de los lesionados a posterior (ratio I:C RMS).

Miembro inferior		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
					Límite inferior	Límite superior
MIL	MINL	-0.01	0.01	.745	-0.03	0.03
MINL	MIL	0.01	0.01	.745	-0.03	0.03

Basadas en las medias marginales estimadas.

^a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

1.2.3. Squat bipodal

Tabla LXXXIII. Estimaciones generales en squat bipodal. Grupo de los lesionados a posterior (ratio I:C RMS).

Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
MIL	0.20	.04	.13	.28
MINL	0.18	.03	.12	.23

MIL: Miembro Inferior Lesionado; MINL: Miembro Inferior No Lesionado

Tabla LXXXIV. Comparaciones por pares en squat bipodal. Grupo de los lesionados a posterior (ratio I:C RMS).

Miembro inferior		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
					Límite inferior	Límite superior
MIL	MINL	0.03	0.02	.206	-0.02	0.07
MINL	MIL	-0.03	0.02	.206	-0.07	0.02

Basadas en las medias marginales estimadas.

^a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

2. Comparación de grupos

2.1. Patrón intramuscular

2.1.1. Lunge

Tabla LXXXV. Estimaciones generales en lunge. Miembros inferiores de grupo de los lesionados a posterior separados y de no lesionados promediados (%RMS).

Grupo	Miembro inferior	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
					Límite inferior	Límite superior
L	MIL	BF	46.87	4.86	36.90	56.83
		ST	53.13	3.10	46.78	59.49
	MINL	BF	43.52	5.00	33.27	53.77
		ST	56.48	3.32	49.68	63.27
NL	PMI	BF	40.12	2.93	34.13	46.15
		ST	59.19	1.87	55.36	63.02

L: Lesionados; NL: No Lesionados; MIL: Miembro Inferior Lesionado; MINL: Miembro Inferior No Lesionado; PMI: Promedio Miembros Inferiores; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla LXXXVI. Comparaciones por pares en lunge. Miembros inferiores de grupo de los lesionados a posterior separados y de no lesionados promediados (%RMS).

Miembro inferior	Músculo	Grupo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
							Límite inferior	Límite superior
MIL	BF	L	NL	6.73	5.68	.246	-4.91	18.36
		NL	L	-6.73	5.68	.246	-18.36	4.91
	ST	L	NL	-6.06	3.62	.106	-13.48	1.37
		NL	L	6.06	3.62	.106	-1.37	13.48
MINL	BF	L	NL	3.38	5.84	.567	-8.59	15.35
		NL	L	-3.38	5.84	.567	-15.35	8.59
	ST	L	NL	-2.71	3.87	.490	-10.64	5.23
		NL	L	2.71	3.87	.490	-5.23	10.64

Basadas en las medias marginales estimadas.

a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

2.1.2. Squat unipodal

Tabla LXXXVII. Estimaciones generales en squat unipodal. Miembros inferiores de grupo de los lesionados a posterior separados y de no lesionados promediados (%RMS).

Grupo	Miembro inferior	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
					Límite inferior	Límite superior
L	MIL	BF	52.60	4.00	44.40	60.79
		ST	47.41	4.00	39.21	55.60
	MINL	BF	52.14	4.17	43.60	60.69
		ST	47.86	4.18	39.32	56.41
NL	PMI	BF	38.08	2.41	33.14	43.02
		ST	61.92	2.41	56.98	66.86

L: Lesionados; NL: No Lesionados; MIL: Miembro Inferior Lesionado; MINL: Miembro Inferior No Lesionado; PMI: Promedio Miembros Inferiores; BF: Bíceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla LXXXVIII. Comparaciones por pares en squat unipodal. Miembros inferiores de grupo de los lesionados a posterior separados y de no lesionados promediados (%RMS).

Miembro inferior	Músculo	Grupo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
							Límite inferior	Límite superior
MIL	BF	L	NL	14.51	4.67	.004	4.94	24.08
		NL	L	-14.51	4.67	.004	-24.08	-4.94
	ST	L	NL	-14.51	4.67	.004	-24.08	-4.94
		NL	L	14.51	4.67	.004	4.94	24.08
MINL	BF	L	NL	14.06	4.87	.007	4.08	24.03
		NL	L	-14.06	4.87	.007	-24.03	-4.83
	ST	L	NL	-14.06	4.87	.007	-24.03	-4.83
		NL	L	14.06	4.87	.007	4.08	24.03

Basadas en las medias marginales estimadas.

a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

2.1.3. Squat bipodal

Tabla LXXXIX. Estimaciones generales en squat bipodal. Miembros inferiores de grupo de los lesionados a posterior separados y de no lesionados promediados (%RMS).

Grupo	Miembro inferior	Músculo	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
					Límite inferior	Límite superior
L	MIL	BF	51.07	4.87	41.09	61.04
		ST	48.93	4.87	38.96	58.91
	MINL	BF	44.55	5.03	34.24	54.86
		ST	55.45	5.03	45.14	65.76
NL	PMI	BF	44.07	2.94	38.05	50.09
		ST	55.93	2.94	44.91	61.95

L: Lesionados; NL: No Lesionados; MIL: Miembro Inferior Lesionado; MINL: Miembro Inferior No Lesionado; PMI: Promedio Miembros Inferiores; BF: Biceps Femoral; ST: Semitendinoso.

Tabla XC. Comparaciones por pares en squat bipodal. Miembros inferiores de grupo de los lesionados a posterior separados y de no lesionados promediados (%RMS).

Miembro inferior	Músculo	Grupo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
							Límite inferior	Límite superior
MIL	BF	L	NL	6.70	5.69	.229	-4.66	18.65
		NL	L	-6.70	5.69	.229	-18.65	4.66
	ST	L	NL	-6.70	5.69	.229	-18.65	4.66
		NL	L	6.70	5.69	.229	-4.66	18.65
MINL	BF	L	NL	.48	5.88	.935	-11.55	12.52
		NL	L	-.48	5.88	.935	-12.52	11.55
	ST	L	NL	-.48	5.88	.935	-12.52	11.55
		NL	L	.48	5.88	.935	-11.55	12.52

Basadas en las medias marginales estimadas.

a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

2.2. Patrón intermuscular

2.2.1. Lunge

Tabla XCI. Estimaciones generales en lunge. Miembros inferiores de grupo de los lesionados a posterior separados y de no lesionados promediados (ratio I:C RMS).

Grupo	Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
L	MIL	0.18	0.02	0.13	0.22
	MINL	0.21	0.03	0.15	0.27
NL	PMI	0.16	0.02	0.12	0.19

L: Lesionados; NL: No Lesionados; MIL: Miembro Inferior Lesionado; MINL: Miembro Inferior No Lesionado; PMI: Promedio Miembros Inferiores

Tabla XCII. Comparaciones por pares en lunge. Miembros inferiores de grupo de los lesionados a posterior separados y de no lesionados promediados (ratio I:C RMS).

Miembro inferior	Grupo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
						Límite inferior	Límite superior
MIL	L	NL	0.02	0.03	.564	-0.04	0.07
	NL	L	-0.02	0.03	.564	-0.07	0.04
MINL	L	NL	0.05	0.04	.195	-0.03	0.12
	NL	L	-0.05	0.04	.195	-0.12	0.03

Basadas en las medias marginales estimadas.

^a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

2.2.2. Squat unipodal

Tabla XCIII Estimaciones generales en squat unipodal. Miembros inferiores de grupo de los lesionados a posterior separados y de no lesionados promediados (ratio I:C RMS).

Grupo	Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
L	MIL	0.18	0.03	0.12	0.24
	MINL	0.19	0.03	0.13	0.25
NL	PMI	0.19	0.02	0.15	0.23

L: Lesionados; NL: No Lesionados; MIL: Miembro Inferior Lesionado; MINL: Miembro Inferior No Lesionado; PMI: Promedio Miembros Inferiores

Tabla XCIV. Comparaciones por pares en squat unipodal. Miembros inferiores de grupo de los lesionados a posterior separados y de no lesionados promediados (ratio I:C RMS).

Miembro inferior	Grupo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
						Límite inferior	Límite superior
MIL	L	NL	-0.01	0.03	.816	-0.08	0.06
	NL	L	0.01	0.03	.816	-0.06	0.08
MINL	L	NL	-0.003	0.03	.927	-0.07	0.07
	NL	L	0.003	0.03	.927	-0.07	0.07

Basadas en las medias marginales estimadas.

^a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

2.2.3. Squat bipodal

Tabla XCV. Estimaciones generales en squat bipodal. Miembros inferiores de grupo de los lesionados a posterior separados y de no lesionados promediados (ratio I:C RMS).

Grupo	Miembro inferior	Media	Error típ.	Intervalo de confianza 95%	
				Límite inferior	Límite superior
L	MIL	0.20	0.03	0.13	0.28
	MINL	0.18	0.03	0.12	0.23
NL	PMI	0.17	0.02	0.12	0.20

L: Lesionados; NL: No Lesionados; MIL: Miembro Inferior Lesionado; MINL: Miembro Inferior No Lesionado; PMI: Promedio Miembros Inferiores

Tabla XCVI. Comparaciones por pares en squat bipodal. Miembros inferiores de grupo de los lesionados a posterior separados y de no lesionados promediados (ratio I:C RMS).

Miembro inferior	Grupo		Diferencia de medias (I-J)	Error típ.	Sig. ^a	Intervalo de confianza al 95 % para la diferencia ^a	
						Límite inferior	Límite superior
MIL	L	NL	0.04	0.04	.374	-0.05	0.13
	NL	L	-0.04	0.04	.374	-0.13	0.05
MINL	L	NL	0.01	0.03	.694	-0.05	0.08
	NL	L	-0.01	0.03	.694	-0.08	0.05

Basadas en las medias marginales estimadas.

a Ajuste para comparaciones múltiples: Bonferroni.

Prueba de Levene

Tabla XCVII. Prueba de muestras independientes

		Prueba de Levene para la igualdad de varianzas				Prueba T para la igualdad de medias				
		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Error típ. de la diferencia	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
									Inferior	Superior
ZBFP	Se han asumido varianzas iguales	1,551	,223	1,185	28	,246	6,72880	5,68016	-4,90649	18,36409
	No se han asumido varianzas iguales			1,371	17,099	,188	6,72880	4,90675	-3,61896	17,07655
ZBFP	Se han asumido varianzas iguales	,113	,739	,579	28	,567	3,38263	5,84346	-8,58715	15,35241
	No se han asumido varianzas iguales			,622	14,389	,544	3,38263	5,44021	-8,25590	15,02116
ZSTP	Se han asumido varianzas iguales	,002	,963	-1,671	28	,106	-6,05538	3,62282	-	1,36563
TL									13,47639

	No se han asumido				10,01				-	
	varianzas iguales		-1,457		1	,176	-6,05538	4,15584	15,31384	3,20307
ZSTP	Se han asumido	2,516	,124	-,699	28	,490	-2,70922	3,87383	-	5,22596
	varianzas iguales								10,64439	
TN	No se han asumido								-	
	varianzas iguales		-,567	9,150		,584	-2,70922	4,77396	13,48181	8,06337
ZRT	Se han asumido	2,284	,142	1,327	28	,195	,04588	,03457	-,02493	,11669
	varianzas iguales									
N	No se han asumido								-	
	varianzas iguales		,945	8,029		,372	,04588	,04856	-,06603	,15780
QBF	Se han asumido	4,015	,055	3,107	28	,004	14,51252	4,67119	4,94401	24,08102
	varianzas iguales									
PTL	No se han asumido								-	
	varianzas iguales		2,295	8,299		,050	14,51252	6,32381	,02070	29,00433
QBF	Se han asumido	3,808	,061	2,885	28	,007	14,05516	4,87161	4,07612	24,03421
	varianzas iguales									
PTN	No se han asumido								-	
	varianzas iguales		2,081	8,123		,070	14,05516	6,75283	-1,47596	29,58628
QSTP	Se han asumido	4,015	,055	-3,107	28	,004	-	4,67119	-	-4,94401
	varianzas iguales						14,51252		24,08102	
TL	No se han asumido						-		-	
	varianzas iguales		-2,295	8,299		,050	14,51252	6,32381	29,00433	-,02070
QSTP	Se han asumido	3,808	,061	-2,885	28	,007	-	4,87161	-	-4,07612
	varianzas iguales						14,05516		24,03421	
TN	No se han asumido						-		-	
	varianzas iguales		-2,081	8,123		,070	14,05516	6,75283	29,58628	1,47596
QRT	Se han asumido	,188	,668	-,235	28	,816	-,00781	,03325	-,07591	,06029
	varianzas iguales									
L	No se han asumido				17,91					
	varianzas iguales		-,277		1	,785	-,00781	,02819	-,06704	,05143
QRT	Se han asumido	,029	,867	-,092	28	,927	-,00312	,03386	-,07248	,06624
	varianzas iguales									
N	No se han asumido				15,77					
	varianzas iguales		-,103		7	,919	-,00312	,03025	-,06733	,06109
SBFP	Se han asumido	2,498	,125	1,230	28	,229	6,99613	5,68861	-4,65646	18,64872
	varianzas iguales									
TL	No se han asumido								-	
	varianzas iguales		,976	8,920		,355	6,99613	7,17094	-9,24797	23,24024
SBFP	Se han asumido	6,379	,017	,082	28	,935	,48330	5,87676	-	12,52130
	varianzas iguales								11,55469	
TN	No se han asumido								-	
	varianzas iguales		,064	8,677		,951	,48330	7,60298	16,81405	17,78066

SSTP	Se han asumido	2,498	,125	-1,230	28	,229	-6,99613	5,68861	-	4,65646
	varianzas iguales							18,64872		
TL	No se han asumido								-	9,24797
	varianzas iguales			-,976	8,920	,355	-6,99613	7,17094	23,24024	
SSTP	Se han asumido	6,379	,017	-,082	28	,935	-,48330	5,87676	-	11,55469
	varianzas iguales							12,52130		
TN	No se han asumido								-	16,81405
	varianzas iguales			-,064	8,677	,951	-,48330	7,60298	17,78066	
SRTL	Se han asumido	1,731	,199	,904	28	,374	,03891	,04305	-,04927	,12709
	varianzas iguales									
SRTL	No se han asumido								-	1,7717
	varianzas iguales			,648	8,078	,535	,03891	,06006	-,09935	
SRT	Se han asumido	,156	,696	,398	28	,694	,01302	,03272	-,05400	,08003
	varianzas iguales									
N	No se han asumido				10,53					,09310
	varianzas iguales			,360	9	,726	,01302	,03619	-,06707	
ZRT	Se han asumido	1,792	,191	,583	28	,564	,01572	,02696	-,03950	,07094
	varianzas iguales									
L	No se han asumido								-	,08582
	varianzas iguales			,501	9,816	,627	,01572	,03138	-,05438	

ZBFPTLB: bíceps femoral lunge patrón intramuscular miembro inferior lesionado; ZBFPTN: bíceps femoral lunge patrón intramuscular miembro inferior no lesionado; ZSTPTL: semitendinoso lunge patrón intramuscular miembro inferior lesionado; ZSTPTN: semitendinoso lunge patrón intramuscular miembro inferior no lesionado; ZRTL: ratio intermuscular lunge miembro inferior lesionado; ZRTN: ratio intermuscular lunge miembro inferior no lesionado; QBFPTLB: bíceps femoral squat unipodal patrón intramuscular miembro inferior lesionado; QBFPTN: bíceps femoral squat unipodal patrón intramuscular miembro inferior no lesionado; QSTPTL: semitendinoso squat unipodal patrón intramuscular miembro inferior lesionado; QSTPTN: semitendinoso squat unipodal patrón intramuscular miembro inferior no lesionado; QRTL: ratio intermuscular squat unipodal miembro inferior lesionado; QRTN: ratio intermuscular squat unipodal miembro inferior no lesionado; SBFPTLB: bíceps femoral squat bipodal patrón intramuscular miembro inferior lesionado; SBFPTN: bíceps femoral squat bipodal patrón intramuscular miembro inferior no lesionado; SSTPTL: semitendinoso squat bipodal patrón intramuscular miembro inferior lesionado; SSTPTN: semitendinoso squat bipodal patrón intramuscular miembro inferior no lesionado; SRTL: ratio intermuscular squat bipodal miembro inferior lesionado; SRTN: ratio intermuscular squat bipodal miembro inferior no lesionado;