



## CONGRESO INTERNACIONAL DE MEDICINA Y CIENCIAS APLICADAS AL DEPORTE, 5,6 Julio 2022, Armenia, Quindío (Colombia)

Valoración del riesgo de lesión de isquiotibiales mediante electromiografía de superficie

Enrique Navarro. Universidad Politécnica de Madrid.

### **Cuestiones por resolver respecto a la lesión muscular de isquiotibiales (LMI).**

La incidencia de la lesión muscular de isquiotibiales sigue siendo alta a pesar de la gran cantidad de investigaciones y recursos empleados para paliarla. Las lesiones musculares representan el 37% de todas las lesiones (Hagglung et al., 2013) y de todas ellas, la que tiene mayor incidencia es la de isquiotibiales con un 10-12% (Ekstrand et al., 2016). Existen todavía muchas preguntas pendientes sobre cómo reducir la incidencia de esta lesión (McCall, et al., 2015) tanto respecto a los factores de riesgo (Beijsterveldt A, et al., 2013); también sobre cómo hay que predecirla (Croisier J-L, et al. 2008) y prevenirla (Petersen J, et al., 2011) e incluso cómo rehabilitar y recuperar al lesionado (Brukner P., 2015). La lesión muscular se produce por causas puramente mecánicas (Navarro, E., et al., 2015). En la figura 1, se presenta el modelo mecánico que explica la rotura muscular. Es conocido que en la mayoría de las ocasiones la rotura se produce durante la fase de balanceo de la pierna durante la carrera especialmente si es un sprint (Heiderscheit, et al., 2010). El isquiotibial se contrae en ese momento excéntricamente para reducir la velocidad de extensión de la rodilla. La elongación de los isquiotibiales es alta debido a la flexión de la cadera y a la extensión de la rodilla. La fuerza externa facilita esa contracción excéntrica  $F_{ext}$  (fuerza del cuádriceps  $F_c$  la fuerza articular  $F_j$ ) es compensada por la fuerza interna total proveniente del bíceps femoral (Fib), semitendinoso ( $F_{st}$ ) semimembranoso ( $F_{sm}$ ) y Glúteo mayor ( $F_{gm}$ ). Todas estas fuerzas contribuyen al freno de la extensión de la rodilla. Si en uno de esos músculos, la fuerza interna  $F_{ib}$  (en el bíceps) supera el límite de fallo mecánico ( $FF$ ) se produce la rotura de la fibra muscular (Figura 1). Es importante remarcar dos aspectos importantes 1) que la fuerza muscular proviene de la contracción activa de la fibra y de las fuerzas elásticas y 2) Si la fuerza extensora del cuádriceps es excesiva o si las fuerzas de los otros músculos son menores de lo deseado, el  $F_{ib}$  tendrá una sobre carga de fuerza que aumentará el riesgo de rotura (Navarro et al., 2015). Por consiguiente, de cara al análisis de cualquier aspecto relacionado con la LMI ya sea, la prevención, predicción o rehabilitación, establecemos como hipótesis que: La activación neuromuscular de todos los músculos participantes deben ser tenidas en cuenta.

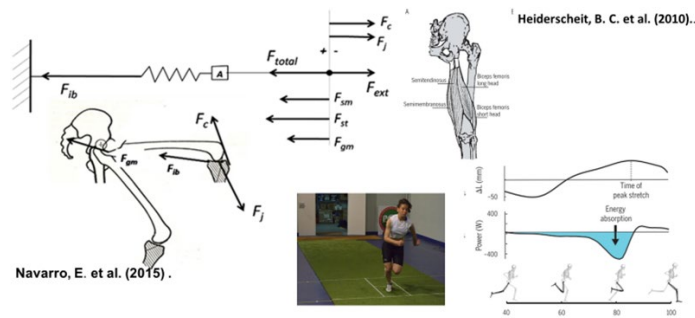


Figura 1. Modelo mecánico explicativo de la causa final de rotura de un musculo isquiotibial. Adaptado de Navarro et al. (2015), Heiderscheit, et al. (2010).

### Factores de riesgo de la LMI.

Los principales factores de riesgo de la lesión muscular de isquiotibiales (Beijsterveldt et al., 2013, Navarro et al. 2015), son haber tenido la lesión previamente (Hagglund et al, 2013), los desequilibrios de fuerza muscular (Crosier et al. 2008), la fatiga (Lowell et al., 2016) y las alteraciones neuromusculares que afectan al control motor (Heidrescheit et al., 2010). De todos estos factores, el que presenta mayor riesgo, es haber tenido la lesión previamente (Navarro et al. 2015). Es decir, después de haber sufrido la lesión se producen adaptaciones del sistema neuromuscular que predisponen para una nueva lesión y que además afectan al rendimiento técnico y físico del jugador (Navandar et al. 2018). En un estudio realizado por Navandar et al. (2018) se analizaron 38 jugadores profesionales de ambos sexos de los cuales 14 habían tenido lesión previa de isquiotibiales. Se obtuvieron diferencias significativas entre lesionados y no lesionados que afectaban a las fases previas del golpeo (backswing y “leg cocking”) y no a la fase de aceleración. Los resultados mostraron que 1) tanto jugadores como jugadores tienen menor tiempo de backswing cuando golpean con la pierna no preferente, 2) en el backswing, las mujeres, tuvieron menor flexión de rodilla y menor velocidad lineal de la cadera del backswing en la pierna preferente, 3) en la fase de pre-estiramiento o “leg cocking” (Figura 2) la velocidad angular de flexión la rodilla fue menor en jugadoras lesionadas en ambas piernas y 4) en la fase de aceleración se obtuvieron similares ángulos y velocidades angulares independientemente del sexo.

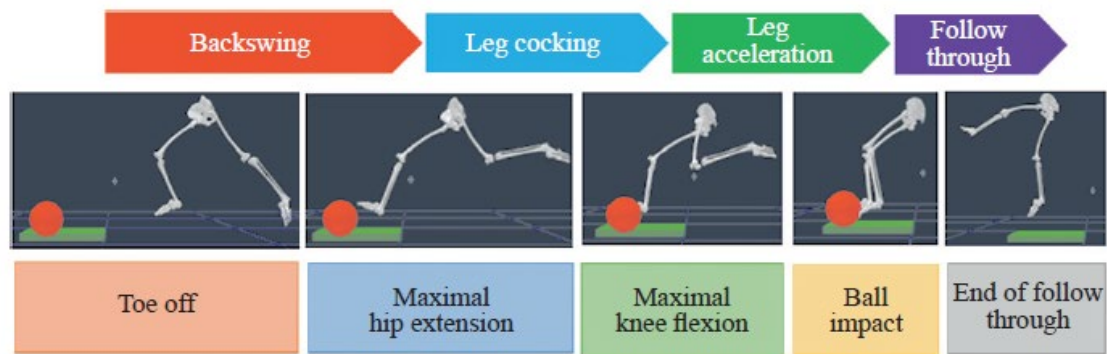


Figura 2. Fases del golpeo (Backswing desde despegue pie de golpeo hasta máxima extensión de cadera), Leg cocking (hasta máxima flexión de rodilla), Leg aceleración (hasta instante del impacto) y Follow through (hasta que el muslo alcanza la posición horizontal).

Una de las principales evidencias científicas respecto a la lesión muscular de isquiotibiales, es que los desequilibrios de fuerza muscular son un factor de riesgo importante (Navarro et al. 2015). En primer lugar, hay que decir que los principales resultados en este sentido han sido obtenidos mediante máquinas de fuerzas isocinéticas. Uno de los trabajos más concluyentes sobre el riesgo de lesión por desequilibrios de la fuerza es el de Croisier (2008). Este autor realizó un estudio de seguimiento de la fuerza isocinética en 462 jugadores profesionales durante 9 meses. Obtuvo que la falta de fuerza excéntrica de isquiotibiales y un ratio convencional isquiotibiales:cuádriceps por debajo de 0.45 implicaba mayor riesgo de LMI. Los jugadores con desequilibrios bilaterales de fuerza mayores del 15% también se lesionaron en mayor número. Un resultado importante es que el 47% de los jugadores mostraron algún tipo de desequilibrio de fuerza. Los jugadores sin desequilibrios de fuerza se lesionaron menos que el otro grupo y los que tuvieron desequilibrios y no siguieron ningún tipo de entrenamiento preventivo se lesionaron en mayor número que el resto.

#### **Falta de información sobre la actividad neuromuscular con relación a la LMI.**

Uno de los resultados más recurrentes, es que la disminución de fuerza excéntrica de isquiotibiales aumenta el riesgo de lesión. Obsérvese (Figura 1) que la fuerza realizada por el BF para frenar la extensión de la rodilla es obviamente excéntrica y, por tanto, los componentes elásticos del músculo juegan un papel principal. Sin embargo, para que exista una verdadera contracción excéntrica es necesaria además la activación de la unidad contráctil del musculo o sarcómero (Garret, 1990). Se ha obtenido déficit de activación eléctrica (EMG) de isquiotibiales durante la máxima fuerza isocinética en sujetos que habían sufrido previamente la lesión de isquiotibiales (Opar et al. 2013). Es evidente, por tanto, que para medir adecuadamente la fuerza excéntrica realizada por



un jugador es necesario medir también la actividad electromiográfica del músculo (Opar et al., 2013). Por otro lado, la fuerza excéntrica de los isquiotibiales es el resultado de la activación de tres cuerpos musculares (Figura 1). Por tanto, cuando un jugador presenta déficit de fuerza de isquiotibiales durante una prueba isocinética, sería interesante conocer también cómo se reparte esta fuerza entre el Bíceps Femoral, el semitendinoso y el semimembranoso. En resumen, existe muy poca información aplicada al fútbol sobre la activación muscular dado que la mayoría de los datos se han obtenido mediante máquinas isocinéticas sin la utilización de la electromiografía de superficie (EMG). Nuestro objetivo es desarrollar un test para predecir el riesgo de LMI basado en electromiografía de superficie (sEMG).

### **Propuesta de un test para predecir el riesgo de LMI basado en electromiografía**

La electromiografía de superficie es la única herramienta disponible que permite analizar la actividad eléctrica muscular. Según el modelo de Hill de la contracción muscular, la fuerza se produce mediante el acortamiento activo de la fibra muscular y la fuerza elástica debido a las características mecánicas de los tejidos que forman el músculo (Hamill and Knutzen, 1995). Debido a la electricidad producida en el músculo como consecuencia del proceso bioquímico que produce el acortamiento de la fibra, es posible registrar la actividad muscular. En definitiva, la señal EMG es la suma de los potenciales de acción de las unidades motoras activas durante la contracción muscular (Robertson et al. 2004) Por tanto debe tenerse cuidado, a la hora de valorar la fuerza muscular a partir de la activación electromiográfica, que en la señal de EMG solo está presente la parte activa de la contracción muscular y por tanto no estamos midiendo la parte elástica producida durante la elongación o acortamiento del músculo (Robertson et al. 2004). La utilización de la electromiografía de superficie nos obliga a seguir un protocolo muy riguroso de preparación del sujeto, colocación de los electros y análisis de la señal (Robertson et al. 2004).

*Elección de los ejercicios del test y de la carga.* Tres criterios tendremos en cuenta: que los ejercicios sean funcionales, que se pueda utilizar carga máxima o submáxima y que el ejercicio produzca coactivación de isquiotibiales y cuádriceps (Petersen et al. 2011). Debemos buscar ejercicios con alta activación de contracción excéntrica de isquiotibiales como el Nórdico (Tsaklis, 2015), ejercicios con trabajo isométrico concéntrico con buen equilibrio de actuación de bíceps femoral y semitendinoso-semimembranoso como el puente pélvico monopodal (Bourne, et al. 2019), ejercicios con coactivación isquios-cuadriceps como Lunge o sentadilla a una pierna (Navarro et a. 2020) o el hip thrust (Collazo et al. 2021).

Es conocido que la señal de electromiografía depende del músculo analizado, es decir en un mismo sujeto las amplitudes de las señales son distintas para los distintos músculos. Además, en un mismo músculo las amplitudes de la señal de ÉMG son distintas para distintos sujetos. Por consiguiente, para comparar amplitud de la activación es necesario normalizar la señal respecto de una referencia fija. Normalmente, la amplitud de la señal EMG, se normaliza: a) respecto a una contracción voluntaria isométrica máxima b) respecto a una carga submáxima o c) respecto a la activación de otro músculo (ratios musculares). Si queremos obtener información sobre la cantidad de activación y por tanto sobre la cantidad de fuerza aplicada necesariamente tendremos que normalizar respecto a la activación isométrica máxima.

*Test de coactivación isquiotibiales:cuádriceps con normalización mediante contracción voluntaria isométrica máxima* (Navarro et al. 2020). El objetivo de este estudio fue analizar la coactivación cuádriceps-isquiotibiales en los ejercicios de zandada adelante y sentadilla búlgara con una carga de un 30% del peso del sujeto.

Se aplicó un diseño de estudio de tipo transversal a diecisiete futbolistas profesionales sanos de tercera división. Se utilizó la Contracción Isométrica Voluntaria Máxima para normalizar los datos. Tanto en la zancada como en la sentadilla búlgara, se encontró una activación significativamente mayor de los músculos vasto medial (VM) y vasto lateral (VL) en comparación con el recto femoral (RF), el bíceps femoral (BF) y el semitendinoso (ST). Se observan elevadas activaciones de los vastos del cuádriceps que llegan en el caso del vasto medial en la sentadilla búlgara al 95% de la CVIM. Es remarcable la importante activación de los isquios que llegan a niveles por encima del 20% y 30%.

Table 1. Mean, standard error, and 95% confidence interval (CI) of the RMS% of muscle activation of different muscles normalized to their Maximum Voluntary Isometric Contraction.



Exercise	Muscle	RMS%			
		Mean	Standard Error	CI	
	Rectus Femoris	23.02	3.03	16.80	29.25
	Vastus Medialis	81.04	8.17	64.28	97.81
	Vastus Lateralis	56.59	5.99	44.29	68.89
	Biceps Femoris	14.58	1.51	11.48	17.67
	Semitendinosus	23.22	1.97	19.18	27.26
	Rectus Femoris	26.98	3.31	20.19	33.77
	Vastus Medialis	94.90	9.20	76.03	113.77
	Vastus Lateralis	68.57	7.04	54.13	83.01
	Biceps Femoris	21.00	2.09	16.70	25.29
	Semitendinosus	30.96	2.56	25.71	36.21

Figura 3. Media, error estándar y coeficiente de confianza del RMS% (amplitud media porcentual) de la activación de los diferentes músculos respecto a su activación durante una contracción voluntaria isométrica máxima.

En este trabajo se demostró que el ejercicio de Sentadilla Búlgara produce una activación muscular significativamente mayor que el ejercicio de Zancada, mientras que en ambos ejercicios existe un patrón similar de activación muscular. No se encontraron diferencias entre las piernas. Es interesante observar (Figura 4) que el ratio de coactivación isquiotibiales: cuádriceps presentó un valor de  $0.43\% \pm 0.05$  para la zancada y de  $0,50 \pm 0.06$  para el sentadilla búlgara siendo estas diferencias no significativas.



Ejercicio	Músculo		Media±DT
	Cuádriceps	RMS%	53,55±4,98
	Isquiotibiales	RMS%	18,90±1,43
	I:C ratio		0,43±0,05
	Cuadriceps	RMS%	63,48±5,30
	Isquiotibiales	RMS%	25,98±1,97
	I:C ratio		0,50±0,06

Figura 4. Amplitud de la activación respecto a la contracción voluntaria isométrica máxima (RMS%) de cuádriceps e isquiotibiales y ratio isquiotibiales:cuádriceps.

Los test que involucran la realización de una fuerza máxima como pueden ser los isocinéticos o los de contracción voluntaria isométrica máxima, en general, son de difícil aplicación durante el periodo competitivo debido a la sobrecarga muscular que producen. Es necesario buscar momentos donde el jugador no tenga que entrenar o competir al menos en los dos días siguientes a la realización del test o integrar el test en el entrenamiento como un ejercicio de trabajo de la fuerza. Como consecuencia de esta problemática, nuestro grupo de investigación ha desarrollado otras alternativa que evitan la realización de pruebas de máximo esfuerzo.

*Test de coactivación isquiotibiales:cuádriceps con normalización sin el empleo de la contracción voluntaria isométrica máxima* (Torres et al. 2020). El objetivo de este trabajo ha sido estudiar los patrones de coactivación de los grupos musculares isquiotibiales y cuádriceps durante los ejercicios de fuerza submáxima comúnmente utilizados en la prevención de lesiones en el fútbol sin el uso de pruebas de contracción isométrica voluntaria máxima.

La activación muscular se registró mediante electromiografía de superficie en 18 jugadores de fútbol juveniles masculinos de élite. Los participantes realizaron una sentadilla, una sentadilla búlgara y una zancada (forward lunge). Se registró la actividad



eléctrica del recto femoral, vasto medial, vasto lateral, bíceps femoral y semitendinoso. Para normalizar la señal, se dividió la amplitud promedio de la señal (RMS) de cada uno de los tres músculos del cuádriceps entre la suma de la amplitud de la señal de los tres músculos. Lo mismo se hizo para los dos músculos del grupo isquiotibial. En definitiva, se determinó el porcentaje de activación de cada músculo respecto a la amplitud total de todo el grupo muscular (ratio intragrupo muscular) ya sea el cuádriceps o el isquiotibial. Se obtuvo un patrón significativo similar para los tres ejercicios (Figura 5) obteniéndose diferencias significativas entre los ejercicios observándose, por ejemplo, que el recto femoral produce el 15% de la actividad del cuádriceps la sentadilla búlgara mientras que en la zancada su valor fue de 17% alcanzando el valor mayor en la sentadilla con 19%.

El resultado es lógico dado que en la sentadilla los vastos tienen que trabajar menos para estabilizar la rodilla provocando mayor actuación del recto femoral. Vemos que el efecto contrario se produce en el vasto medial (Figura 5).

Table 1. Intra-muscular group activation (mean ± standard deviation) in percentage.

Muscle	Bulgarian Squat (N = 19)			Lunge (N = 19)			Squat (N = 19)		
	Mean ± SD	CI 95%		Mean ± SD	CI 95%		Mean ± SD	CI 95%	
RF	14.83 ± 4.50% *	12.66	17.00	16.56 ± 5.70% *	13.81	19.31	18.69 ± 6.54% *	15.54	21.84
VM	56.35 ± 6.71% *	53.12	59.58	58.85 ± 8.02% *	54.98	62.72	53.41 ± 8.03% *	49.54	57.28
VL	29.17 ± 5.19% *	26.67	31.67	25.71 ± 6.10% *	22.77	28.65	28.67 ± 6.90% *	25.34	32.00
BF	47.50 ± 10% *	42.68	52.32	44.35 ± 6.93% *	41.01	47.69	49.37 ± 9.50% *	44.79	53.95
ST	51.43 ± 11.22% *	46.02	56.84	55.65 ± 6.94% *	52.31	58.99	50.63 ± 9.50% *	46.05	55.21

\* =  $p < 0.05$ .

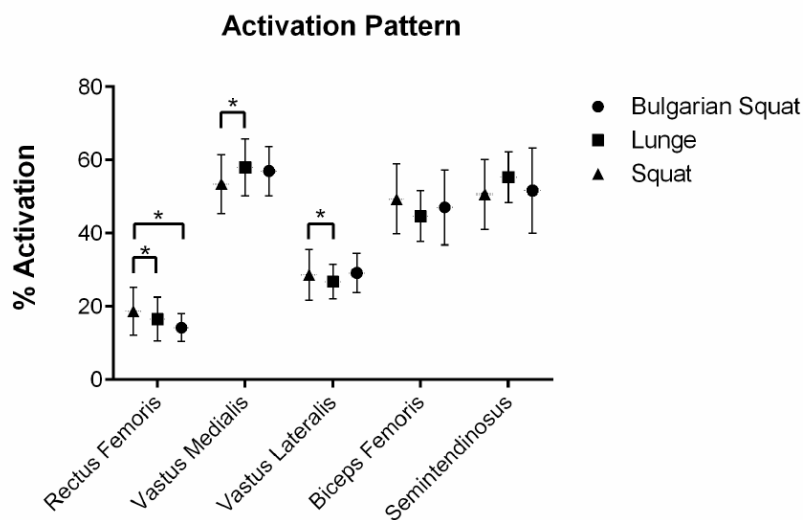


Figura 5. Porcentaje de activación intragrupo muscular de tres ejercicios. Las diferencias significativas entre los ejercicios de un mismo músculo se han marcado con un asterisco.

Si bien es cierto que con esta herramienta no es posible saber cuánto está activado el músculo respecto a su máximo, si podemos analizar cómo en un mismo ejercicio los músculos de un mismo grupo muscular como el cuádriceps o el isquiotibial, se reparten

el trabajo. Repartos anómalos de un músculo podría suponer la existencia de una alteración neuromuscular que podrían desencadenar en una lesión.

A continuación, se presentan los datos de otro trabajo (Tesis doctoral de David Chorro, Valoración del patrón intramuscular y ratios I:C en jugadores de fútbol profesionales con Electromiografía de Superficie sin CVIM, <https://doi.org/10.20868/UPM.thesis.64740>, que ha utilizado el mismo procedimiento (Torres et. al. 2020). La muestra estaba compuesta por 68 sujetos de los cuales 51 eran jugadores de fútbol (17 de un equipo de primera división, 17 de un equipo de la segunda B de la liga española y 17 del juvenil A de un equipo de la liga española). Los resultados mostraron que no existen diferencias significativas entre los distintos grupos de sujetos, es decir, tanto los jugadores como los sujetos activos presentaron un mismo patrón de activación en los tres ejercicios analizados y además todos los jugadores independientemente de su nivel también tuvieron el mismo patrón de activación (Figura 6).



Figura 6. Porcentaje de activación intragrupo muscular (Chorro, 2019).

A continuación, se presentan los resultados de segundo estudio que ha formado parte de la tesis doctoral de Chorro (2019). Se trata de un estudio prospectivo realizado con un grupo de 34 jugadores profesionales. 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). 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 no se encontraron diferencias entre los miembros.



Los resultados indicaron que en el ejercicio squat unipodal se produjeron diferencias significativas entre ambos grupos (Grupo 7), tanto en el miembro inferior lesionado a posteriori 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.

Músculo	Lesionados		No Lesionados	
	Media	SD	Media	SD
BF	52.60**	17.13	38.08**	8.54
ST	47.40**	17.13	61.92**	8.54
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).

Figura 7. Comparación del patrón intramuscular de isquiotibiales entre futbolistas con lesión a posterior y sin lesión a posterior en la sentadilla búlgara. (%RMS).

En definitiva, los jugadores que se lesionaron tenían un patrón de activación intragrupo muscular distinto al de los no lesionados. Un sujeto sano que no se lesionó mostró que en una sentadilla búlgara la electricidad total del grupo isquiotibial se reparte de forma que el 40% lo produce el bíceps femoral y el 62% el semitendinoso. Sin embargo, aquellos sujetos que posteriormente se lesionaron mostraron una mayor participación del BF (53%) y menor del semitendinoso (47%). Es complicado explicar la causa de este comportamiento dado que los datos no expresan la activación relativa a una contracción isométrica máxima. Sin embargo, con la presente metodología podemos saber la cantidad de activación de un músculo en relación a su grupo muscular necesaria para realizar un ejercicio determinado como la sentadilla búlgara. Se ha demostrado que aquellos sujetos que mostraron mayor porcentaje de activación del bíceps femoral se lesionaron posteriormente, posiblemente debido a una alteración muscular ya existente, el músculo tuvo que activarse más de lo esperado que en un músculo sano.

### Conclusiones.

La lesión muscular de isquiotibiales sigue mostrando una alta incidencia en el fútbol debido posiblemente a qué existen todavía cuestiones pendientes respecto a los factores de riesgo a la forma de prevenirlas y predecirlas.

La literatura ha demostrado que los desequilibrios de fuerza muscular son uno de los principales factores de riesgo, sin embargo, poco se sabe sobre la activación muscular de cada músculo en relación a la lesión.



Existen ya estudios con datos sobre los patrones de activación del cuádriceps e isquiotibiales pero faltaría demostrar la relación entre estos patrones y el riesgo de lesión. Posiblemente le futuro de la predicción de la lesión conlleve la realización de una batería de tests que tengan en cuenta todos los factores de riesgo.

## Referencias

Brukner P. Hamstring injuries: prevention and treatment—an update. *British journal of sports medicine* 49: 1241-1244, 2015.

Beijsterveldt A, et al. Risk factors for hamstring injuries in male soccer players: a systematic review of prospective studies. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 23: 253-262, 2013.

Bourne, M. N., Williams, M. D., Opar, D. A., Al Najjar, A., Kerr, G. K., & Shield, A. J. (2017). Impact of exercise selection on hamstring muscle activation. *British Journal of Sports Medicine*, 51(13), 1021–1028. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095739>

Chorro-Hernández, David (2019). Assessment of Hamstring:Cuadriceps EMG coactivation in football players. <http://oa.upm.es/64740/> Doctoral Thesis. Universidad Politécnica de Madrid. <https://doi.org/10.20868/UPM.thesis.64740>.

Croisier J-L, et al. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *The American journal of sports medicine* 36: 1469-1475, 2008.

Ekstrand, J., Waldén, M., & Hägglund, M. (2016). Hamstring injuries have increased by 4% annually in men's professional football, since 2001: a 13-year longitudinal analysis of the UEFA Elite Club injury study. *British journal of sports medicine*, 50(12), 731-737.

Garrett Jr WE. (1990). Muscle strain injuries: clinical and basic aspects. *Med Sei Sports Exerc*, 22 (4), 436-43.

Hägglund, M., Waldén, M., & Ekstrand, J. (2013). Risk factors for lower extremity muscle injury in professional soccer: the UEFA Injury Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(2), 327-335.

Hamill, j. and Kutzen, K. *Bioemechanical basis of human movement*. (1995). Williams and Wiltins. USA.

Heiderscheit, BC; Sherry, MA; Silder, A; Chumanov, ES; Thelen, DG. (2010). Hamstring strain injuries: recommendations for diagnosis, rehabilitation, and injury prevention. *J Orthop Sports Phys Ther*, 40 (2); 67-81.



Lovell R et al. Acute neuromuscular and performance responses to Nordic hamstring exercises completed before or after football training. *Journal of sports sciences* 34: 2286-2294, 2016.

Navarro, E., Chorro, D., Torres, G., García, C., Navandar, A., & Veiga, S. (2015). A review of risk factors for hamstring injury in soccer: a biomechanical approach. *European Journal Of Human Movement*, 34, 52-74.

Petersen J, et al. Preventive effect of eccentric training on acute hamstring injuries in men's soccer: a cluster-randomized controlled trial. *The American journal of sports medicine* 39: 2296-2303, 2011.

Robertson, G., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G. and Whittlessey, S. (2004). *Research Methods in Bioemchanics. Human Kinetics. USA.*

Torres, G., Chorro, D., Navandar, A., Rueda, R. Fernández, L. & Navarro E.. (2020). Assessment of Hamstring: Quadriceps Coactivation without the Use of Maximum Voluntary Isometric Contraction. *Applied Sciences*, 10(5), 1615.

Tsaklis, P. Malliaropoulos, N., Panagiotis, T., Jurdan, M., Vasilis, K., Debasish, P., Peter, M., & Tsapralis, K. (2015). Muscle and intensity based hamstring exercise classification in elite female track and field athletes: implications for exercise selection during rehabilitation. In *Open Access Journal of Sports Medicine* (p. 209). <https://doi.org/10.2147/oajsm.s79189>.