

Suárez-Luginick, B.; Rueda-Ojeda, J.; Collazo-García, C.L.; Rodríguez-López, E.S.; Otero-Campos, A.; Navarro-Cabello, E. (2022) Muscle Activation in Runners with Iliotibial Band Syndrome. Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte vol. 22 (86) pp. 335-348 [Http://cdeporte.rediris.es/revista/revista86/artactivacion1341.htm](http://cdeporte.rediris.es/revista/revista86/artactivacion1341.htm)
DOI: <https://doi.org/10.15366/rimcafd2022.86.009>

ORIGINAL

ACTIVACIÓN MUSCULAR EN CORREDORES CON EL SÍNDROME DE LA BANDA ILIOTIBIAL

MUSCLE ACTIVATION IN RUNNERS WITH ILIOTIBIAL BAND SYNDROME

Suárez-Luginick, B.¹; Rueda-Ojeda, J.²; Collazo-García, C.L.³; Rodríguez-López, E.S.⁴, Otero-Campos, A.⁵ y Navarro-Cabello, E.⁶

¹ Doctor en Ciencias de la Actividad física y deporte. Grado en fisioterapia. Universidad Politécnica de Madrid (España) bruno.suarez@entrenamadrid.es

² Doctorando en Ciencias de la Actividad física y deporte. Universidad Politécnica de Madrid (España) javier.rueda.7792@gmail.com

³ Licenciado en Ciencias de la Actividad física y deporte. Grado en fisioterapia. Universidad Politécnica de Madrid (España) cesar.collazo@entrenamadrid.es

⁴ Profesora asociada. Doctora en Fisioterapia. Universidad Camilo José Cela (España). esrodriguez@ucjc.edu

⁵ Profesor asociado. Doctorando en Fisioterapia. Universidad Camilo José Cela (España). aotero@ucjc.edu

⁶ Titular de Universidad. Universidad Politécnica de Madrid (España) enrique.navarro@upm.es

Código UNESCO / UNESCO code: 3204.04 Rehabilitación/Rehabilitation.

Clasificación del Consejo de Europa / Council of Europe classification: 11. Medicina del deporte / Sport Medicine

Recibido 26 de febrero de 2020 **Received** February 26, 2020

Aceptado 2 de julio de 2020 **Accepted** July 2, 2020

RESUMEN

Esta investigación examinó las diferencias en la activación muscular en los músculos de la cadera y muslo en corredores y corredoras con y sin el síndrome de la banda iliotibial (SFBI). Se registró la actividad neuromuscular en 21 corredores durante la carrera (14 SFBI y 7 sanos). No se han encontrado diferencias significativas en la actividad muscular media entre los corredores y corredoras lesionados. Sin embargo, en el caso de las corredoras lesionadas, se han encontrado diferencias entre el vasto lateral y el tensor fascia lata, y entre el vasto lateral y el bíceps femoral ($p < 0,05$ en ambos casos). En el caso de los corredores hombres lesionados, se han encontrado diferencias entre el glúteo mayor y el tensor fascia lata, y entre el glúteo mayor y el bíceps femoral ($p < 0,05$ en ambos casos). Estos hallazgos proporcionan un mayor entendimiento de la

lesión y ayudarían a un tratamiento más específico.

PALABRAS CLAVE: electromiografía, rodilla, síndrome de la banda iliotibial.

ABSTRACT

A study was performed to examine differences in hip and thigh muscle activation in male and female runners with and without iliotibial band syndrome (ITBS). The neuromuscular activity of 21 runners was recorded during run (14 ITBS and 7 healthy). No significant differences were observed in mean muscle activity in injured male and female runners. In contrast, in female runners with ITBS, there were differences between the vastus lateralis and the tensor fasciae latae and between the vastus lateralis and the femoral biceps ($p < 0.05$ in the two cases). With regard to male runners with ITBS, differences in activity were observed between the gluteus maximus and the tensor fasciae latae, and between the gluteus maximus and the femoral biceps ($p < 0.05$ in the two cases). These findings contribute to a better understanding of iliotibial band syndrome and may be useful for the design of targeted treatments.

KEY WORDS: electromyography, knee, iliotibial band syndrome.

INTRODUCCIÓN

El síndrome de la banda iliotibial (SFBI) es una patología de diagnóstico clínico¹, que tiene como síntoma inicial el dolor que sufre el sujeto durante la carrera en la parte lateral externa de alguna de sus rodillas^{2,3}. Los síntomas aparecen de forma progresiva por el roce continuado de la banda iliotibial con el cóndilo femoral durante la fase de apoyo del ciclo de paso⁴. Según Fairclough et al.⁵ el punto de mayor fricción se produce en los 30° de flexión de la rodilla, produciendo irritación e inflamación del tejido, bursa o grasa bajo el tracto iliotibial. Las funciones de la banda iliotibial son las de estabilizar la cadera y la rodilla, así como limitar la aducción de cadera y rotación interna de la rodilla^{6,7}.

El SFBI es la segunda lesión más común y primera causa de dolor lateral en la rodilla de los corredores^{8,9}. En el desarrollo del SFBI existe una relación directa entre aumento de volumen e índice de lesión^{8,10}. A nivel cinemático, algunos autores han encontrado diferencias en los patrones de flexión y extensión de la rodilla en corredores que habían sufrido previamente el SFBI en comparación con corredores sanos^{11,12}. Sin embargo, no se han encontrado diferencias en los patrones de flexión y extensión de la rodilla en corredores que sufren actualmente el SFBI^{11,13}. Esto indica la posibilidad de que puedan existir diferencias en otros ejes de movimiento, diferentes a la flexoextensión y en los patrones de movimiento de otras articulaciones¹⁴. La excesiva aducción de la cadera^{12,15-20} y rotación interna tibial^{7,11,12,18,20}, se han citado como factores de riesgo para sufrir el SFBI. En cambio, no se han encontrado diferencias en la aducción de cadera ni en la rotación interna tibial en corredores con síntomas actuales²¹⁻²⁵. Esta diferencia, indica una tasa de tensión mayor de la banda iliotibial para estabilizar la cadera y la rodilla característico de los corredores

lesionados²⁶. Estos hallazgos confirman lo citado por Foch et al.²⁷ que la alteración cinemática depende del status de la lesión.

La tensión en la banda iliotibial (ITB) puede verse afectada por la contracción de los músculos glúteo mayor, tensor de la fascia lata y vasto lateral²⁸⁻³⁰. Durante la fase de desaceleración el aumento en la aducción de cadera en corredores con SFBI requiere una gran contribución de la musculatura de la cadera para responder al momento de aducción de cadera³¹. Se sugiere que, un factor en el desarrollo del SFBI es la incapacidad de la musculatura de la cadera para contrarrestar el momento de aducción, ya sea por debilidad o disfunción neuromuscular^{9,13,19,32}. La fatiga muscular también se ha demostrado que produce cambios en la técnica en los corredores con SFBI^{11,21,33}. Una característica de la fatiga muscular es un cambio en la señal electromiográfica en contracciones submáximas³⁴.

Se han encontrado tres investigaciones de electromiografía (EMG) con participantes que sufren el SFBI. Baker et al.²¹ muestran que la activación del músculo tensor de la fascia lata en corredores lesionados aumentó en comparación con los controles durante el minuto 3 de carrera. Brown et al.³⁴ afirman que el músculo glúteo medio de las corredoras femeninas con SFBI no muestra deficiencias de fuerza máxima, sino que muestra una menor resistencia a la fatiga. Foch et al.³⁵ muestran que la actividad del glúteo medio es similar en corredoras que han sufrido el síndrome de la banda iliotibial en comparación con las corredoras sanas. Más datos son necesarios sobre los efectos de la EMG en la función muscular de la cadera y muslo en corredores que sufren el SFBI.

Las investigaciones tienen en cuenta la pierna que está afectada por la lesión, pero no, que respuesta puede tener la pierna no afectada. En otras patologías, como la rotura de ligamento cruzado anterior (LCA) se ha estudiado la diferencia de EMG entre piernas en post operados³⁶. En SFBI, Suárez et al.²⁵ han reportado que no existen diferencias cinemáticas entre ambas piernas. Fredericson et al.³¹ afirman que la pierna lesionada ofrece una menor fuerza abductora que la pierna no lesionada. Pero, no se ha registrado ninguna investigación que compare la actividad neuromuscular de los músculos de la cadera y el muslo de ambas piernas en sujetos que sufren actualmente el SFBI, motivo de desarrollo de este trabajo.

Debido a que no existe un consenso claro sobre cómo afecta la lesión a la actividad neuromuscular de corredores y corredoras que sufren la lesión en el instante de ser analizados, el propósito de este estudio fue determinar las diferencias en la actividad muscular de los músculos de cadera y muslo entre hombres y mujeres lesionados con el SFBI. Y debido a que las mujeres son el doble de propensas a sufrir esta patología⁸, determinar también las diferencias en la actividad muscular de los músculos de la cadera y muslo, entre mujeres lesionadas y sin la lesión en el momento de ser analizadas. Con base en el estudio de Baker et al.²¹, se hipotetizó que existen diferencias en la actividad muscular entre corredores hombres y mujeres que sufren el síndrome de la banda iliotibial, y que las corredoras con SFBI actual muestran una alteración en la actividad neuromuscular en comparación con las corredoras sanas.

MATERIAL Y MÉTODOS

Participantes

21 corredores de resistencia entrenados en actividades recreacionales divididos en 3 grupos, mujeres lesionadas, hombres lesionados y corredoras no lesionadas (rango de edad: 24-58 años; altura: 1.70 ± 0.08 m; masa corporal: 64.9 ± 12.65 kg) participaron voluntariamente en este estudio trasversal (Tabla 1). Todos los participantes cumplieron con los criterios de inclusión: (1) mayores de 18 años, (2) volumen semanal mínimo 20 km, (3) diagnóstico médico previo, (4) historial clínico típico, con dolor durante la carrera, (5) dolor sobre el cóndilo femoral durante el estudio, (6) no sufrir otras patologías relacionadas con la rodilla. Después de recibir información detallada sobre los objetivos y procedimientos del estudio, cada sujeto firmó un formulario de consentimiento informado para participar, que cumplía con los estándares éticos de la Declaración de Helsinki³⁷. Este estudio ha sido aprobado por el comité de ética de la Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España.

Tabla 1. Participantes

	SFBI hombres	SFBI mujeres	No lesionados
n	9	5	7
Altura (m)	1,77 (.05)	1.65 (.06)	1.62 (.05)
Peso (kg)	77,19 (7,75)	56.94 (4.8)	54.2 (6.82)
IMC (kg.m-2)	24.64 (1.94)	20.91 (2.49)	20.49 (1.82)
Velocidad (m/s)	3,04 (0,43)	2.74 (0.44)	2.66 (0.31)

* Valores son media (desviación estándar)

** IMC: Índice de masa corporal

Procedimiento

Los sujetos fueron evaluados individualmente en un día. La sesión de prueba comenzó con la recopilación de datos antropométricos, medición y colocación de los sensores electromiográficos. Los sujetos corrieron con sus zapatillas habituales en una superficie plana. El área de registro fue una pista de cinco metros por quince metros de longitud delimitado por conos. El recorrido a realizar fue explicado detenidamente a cada participante, y en él las corredoras corrieron a velocidad libremente elegida^{11,14,25,38} hasta que se obtuvieron cuatro grabaciones con cada pierna. Con el fin de no alterar la técnica de carrera, no se dio información alguna a los corredores sobre el proceso de toma de datos. Anteriormente, los corredores realizaron un calentamiento estandarizado de 10 minutos de duración en el mismo circuito.

Toma de datos

Para fines descriptivos, se determinaron la estatura corporal (cm) y la masa corporal (kg) utilizando un tallímetro de precisión y una balanza (modelo Pino

Blue Soehnle® Corp., Alemania). Todas las medidas fueron tomadas con los participantes vistiendo ropa interior. El índice de masa corporal (IMC) se calculó a partir de la masa corporal y la altura de los sujetos ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$).

Después de proporcionar el consentimiento informado y completar los cuestionarios, los participantes fueron preparados para las mediciones electromiográficas (EMG). Se afeitó la piel, se raspó con papel de lija y se limpió con alcohol para una detección óptima de las señales musculares. Los electrodos se unieron al músculo vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF) glúteo mayor (GMAX), glúteo medio (GMED), y tensor fascia lata (TFL) de ambas extremidades. La colocación de los sensores se realizó según las recomendaciones del protocolo SENIAM³⁹. La ubicación para el VL fue a un 66% en la línea que transcurre desde la espina iliaca antero superior al lado lateral de la rótula, para el BF al 50% en la línea entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo lateral de la tibia, el GMAX al 50% en la línea entre las vértebras sacras y el trocánter mayor, el GMED al 50% en la línea desde la crista iliaca hasta el trocánter y el TFL en la línea desde la espina iliaca antero superior al cóndilo femoral lateral en el 1/6 proximal. Se utilizaron electrodos inalámbricos para electromiografía de superficie (Trigno Delsys® 1000 Hz). Se registró la actividad media durante la fase de apoyo de los músculos Glúteo Mayor, Vasto Lateral, Tensor Fascia Lata, Bíceps Femoral y Glúteo Medio. Para la determinación de los instantes que definen el ciclo de carrera se utilizó un sistema de captura 3D Vicon (120Hz) y plataformas de fuerza Kistler (1000HZ). Los datos de EMG fueron filtrados, rectificadas y normalizados usando la actividad media durante todo el ciclo de carrera. A todas las señales se le aplicó un filtro a paso banda tipo Butterworth con unas frecuencias de corte de 20Hz y 300Hz y se suavizó la señal mediante el cálculo del Root Mean Square (RMS) con un tamaño de ventana de 0,05" y un solapamiento de 0,025".

Se tomaron los valores medios electromiográficos de la pierna lesionada de hombres y mujeres para establecer la comparación entre ambos. Así mismo se comparó la actividad electromiográfica de la pierna lesionada y la pierna sana. Por otro lado, se comparó la actividad de los músculos VL, GMAX, GMED, TFL y BF entre hombres y mujeres lesionados. Finalmente se comparó la actividad de los mismos músculos entre la pierna lesionada de las corredoras y la pierna dominante de las corredoras sanas.

Análisis estadístico

La comparación de los datos entre los tres grupos fue realizada con SPSS 20.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) mediante dos ANOVAS. En la primera comparación entre corredores hombres y mujeres lesionados se utilizó una ANOVA de medidas repetidas con cuatro factores: Músculo (5), Pierna (2) y Repeticiones (3) como factores de medidas repetidas y como factor independiente el Sexo (2). En la segunda comparación entre corredoras sanas y lesionadas se utilizó una ANOVA de medidas repetidas con cuatro factores: Músculo (5), Pierna (2) y Repeticiones (3) como factores de medidas repetidas y como factor independiente estar o no lesionada (2). Para la información de los resultados se agruparán las variables en relación a las hipótesis planteadas en el apartado introducción. El nivel de significación se fijó en $p < 0,05$. Los

resultados se interpretaron con tamaños del efecto utilizando el valor de la d de Cohen. Los valores de umbral para los tamaños de efecto se establecieron como, grande mayor de 0.8 y medio entre 0.5 y 0.8 respectivamente⁴⁰.

RESULTADOS

En el análisis de las medidas EMG de la pierna lesionada de los corredores hombres y mujeres lesionados (tabla 2) no se han encontrado diferencias significativas al comparar la activación media en cada músculo, en las 3 repeticiones analizadas (figura 1).

Tabla 2. Parámetros (media ± desviación estándar), % del ciclo de paso, EMG de los músculos de la pierna lesionada de los corredores lesionados.

	SFBI Mujer	SFBI hombres	Diferencias	P-valor	d
GMAX (% ciclo paso)	136.48% (41.27%)	153.18% (32.62%)	16.70% (37.20%)	0.26	0.45
VL (% ciclo paso)	235.45% (117.63%)	174.13% (93.0%)	61.32% (106.03%)	0.16	0.58
TFL (% ciclo paso)	110.74% (20.98%)	109.28% (16.58%)	1.45% (18.91%)	0.84	0.08
BF (% ciclo paso)	116.10% (29.06%)	108.42% (22.97%)	7.67% (26.19%)	0.47	0.29
GMED (% ciclo paso)	145.47% (51.35%)	138.11% (40.59%)	7.36% (46.28%)	0.69	0.16

*EMG = Electromiografía; % ciclo de paso; GMAX = Glúteo mayor; VL = Vasto lateral; TFL = Tensor fascia lata; BF = Bíceps femoral; GMED = Glúteo medio.

** Valores son media (desviación estándar)

+ Diferencias significativas entre la pierna lesionada de hombres y mujeres lesionadas

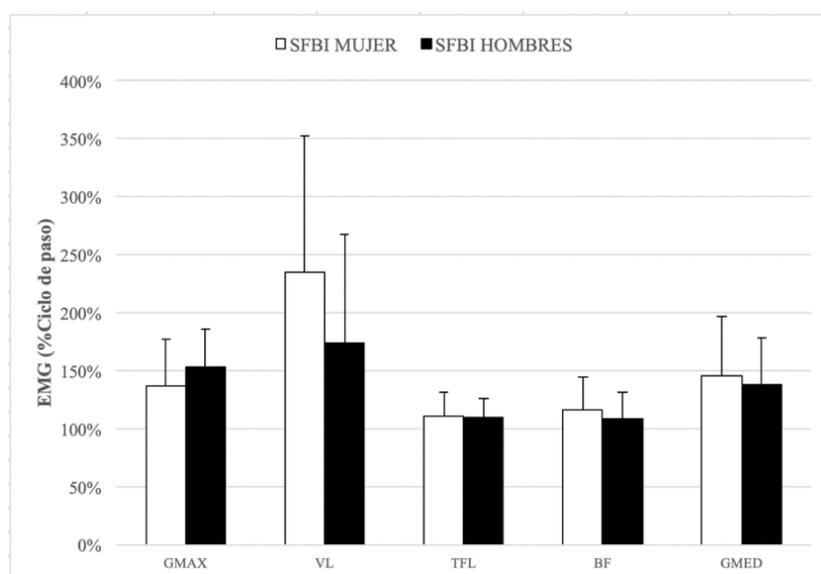


Figura 1. Activación muscular de los corredores lesionados.

*EMG = Electromiografía; % ciclo de paso; GMAX = Glúteo mayor; VL = Vasto lateral; TFL = Tensor fascia lata; BF = Bíceps femoral; GMED = Glúteo medio.

Se han encontrado diferencias significativas ($p < 0,05$) al realizar una comparación entre los músculos estudiados de la pierna lesionada de las corredoras lesionadas. En la comparación de VL con TFL, la diferencia ha sido ($124,71\% \pm 84,49\%$) con un tamaño del efecto alto 1,48. También ha sido significativa la diferencia entre VL y BF ($p < 0,05$), la diferencia ha sido ($119,35\% \pm 85,68\%$) con un tamaño del efecto alto 1,39. El VL ($235,45\% \pm 117,64\%$) es el músculo con mayor activación, seguido del GMAX ($145\% \pm 7\%$) y del GMED ($142\% \pm 9\%$), siendo las diferencias entre ellos no significativas. TFL ($110\% \pm 4\%$) y BF ($112\% \pm 5\%$) presentaron activaciones significativamente menores.

Entre los músculos estudiados de la pierna lesionada de los corredores hombres lesionados existen diferencias significativas ($p < 0,05$). En la comparación de GMAX con TFL, la diferencia ha sido ($43,90\% \pm 25,88\%$) con un tamaño del efecto alto 1,70. También, ha sido significativa la diferencia entre GMAX y BF ($p < 0,05$), la diferencia fue ($44,76\% \pm 28,22\%$) con un tamaño del efecto alto 1,59. Los datos de esta investigación muestran que no se han encontrado diferencias entre la activación muscular de los músculos de la pierna lesionada y los músculos de la pierna no lesionada de las corredoras lesionadas (tabla 3).

Tabla 3. Parámetros (media \pm desviación estándar), % del ciclo de paso, EMG entre piernas de las corredoras lesionadas.

	Pierna SFBI	Pierna sana	Diferencias	P-valor	d
GMAX (% ciclo paso)	146.17% (37.10%)	126.79% (37.50%)	19.38% (37.30%)	0.44	0.52
VL (% ciclo paso)	259.32% (115.35%)	211.59% (71.22%)	47.73% (95.86%)	0.41	0.50
TFL (% ciclo paso)	108.11% (33.98%)	113.37% (21.75%)	5.26% (28.53%)	0.82	0.18
BF (% ciclo paso)	103.57% (24.44%)	128.63% (24.17%)	25.06% (24.31%)	0.11	1.03
GMED (% ciclo paso)	160.81% (47.24%)	130.14% (50.75%)	30.67% (49.03%)	0.38	0.63

*EMG = Electromiografía; % ciclo de paso; GMAX = Glúteo mayor; VL = Vasto lateral; TFL = Tensor fascia lata; BF = Bíceps femoral; GMED = Glúteo medio.

** Valores son media (desviación estándar)

+ Diferencias significativas entre músculos de la pierna sana y de la pierna lesionada de las corredoras lesionadas

En el caso de los corredores hombres lesionados, los datos confirman que no hay diferencias entre la activación muscular de los músculos de la pierna lesionada y los músculos de la pierna no lesionada (tabla 4).

Tabla 4. Parámetros (media \pm desviación estándar), % del ciclo de paso, EMG entre piernas de los corredores hombres lesionados.

	Pierna SFBI	Pierna sana	Diferencias	P-valor	d
GMAX (% ciclo paso)	144,50% (39,35%)	161,88% (39,77%)	17,38% (39,56%)	0.38	0,44
VL (% ciclo paso)	170,78% (122,35%)	177,48% (75,54%)	6,70% (101,68%)	0.88	0,07
TFL (% ciclo paso)	111,93% (36,05%)	106,65% (23,07%)	5,28% (30,26%)	0.77	0,17
BF (% ciclo paso)	111,31% (25,92%)	105,54% (25,63%)	5,77% (25,78%)	0.63	0,22
GMED (% ciclo paso)	145,84% (50,11%)	130,38% (53,82%)	15,46% (52,00%)	0.57	0,30

*EMG = Electromiografía; % ciclo de paso; GMAX = Glúteo mayor; VL = Vasto lateral; TFL = Tensor fascia lata; BF = Bíceps femoral; GMED = Glúteo medio.

** Valores son media (desviación estándar)

+ Diferencias significativas entre músculos de la pierna sana y de la pierna lesionada de los corredores lesionados

Al comparar los músculos de la pierna dominante de las corredoras sanas y la pierna lesionada de las corredoras lesionadas (tabla 5), no se han encontrado diferencias significativas en la activación muscular (figura 2).

Tabla 5. Parámetros (media \pm desviación estándar), % del ciclo de paso, EMG entre corredoras lesionadas y corredoras sanas.

	SFBI	Sanas	Diferencias	P-valor	d
GMAX (% ciclo paso)	126,79% (31,34%)	128,45% (31,34%)	1,66% (31,34%)	0.93	0,05
VL (% ciclo paso)	211,59% (57,03%)	157,48% (57,03%)	54,11% (57,03%)	0.14	0,95
TFL (% ciclo paso)	113,37% (19,57%)	92,44% (19,57%)	20,93% (19,57%)	0.10	1,07
BF (% ciclo paso)	128,63% (36,91%)	107,66% (36,91%)	20,97% (36,91%)	0.35	0,57
GMED (% ciclo paso)	130,14% (40,59%)	150,22% (40,59%)	20,08% (40,59%)	0.42	0,49

*EMG = Electromiografía; % ciclo de paso; GMAX = Glúteo mayor; VL = Vasto lateral; TFL = Tensor fascia lata; BF = Bíceps femoral; GMED = Glúteo medio.

** Valores son media (desviación estándar)

+ Diferencias significativas entre músculos de la pierna dominante y pierna lesionada de las corredoras lesionadas.

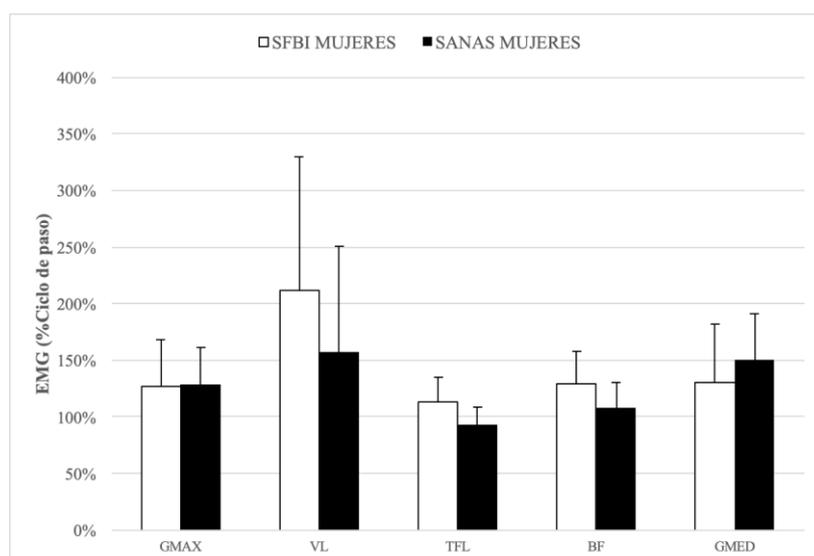


Figura 2. Activación muscular de las corredoras lesionadas y sanas.

*EMG = Electromiografía; % ciclo de paso; GMAX = Glúteo mayor; VL = Vasto lateral; TFL = Tensor fascia lata; BF = Bíceps femoral; GMED = Glúteo medio.

DISCUSIÓN

El objetivo de este estudio fue determinar las diferencias en la actividad muscular de los músculos de cadera y muslo entre hombres y mujeres lesionados con el síndrome de la banda iliotibial. Y debido a que las mujeres son el doble de propensas a sufrir esta patología⁸, determinar también las diferencias en la actividad muscular de los músculos de cadera y muslo entre mujeres lesionadas y sin la lesión en el momento de ser analizadas. Con ello, se planteó la hipótesis de que las corredoras con SFBI exhibirían patrones electromiográficos diferentes a las corredoras no lesionadas.

Contrariamente a nuestra hipótesis, en este estudio no se identificaron diferencias significativas de las medias de los músculos del grupo SFBI, teniendo en cuenta la variable independiente del género (figura 1). Sin embargo, sí demostró una diferencia en la comparación entre los propios músculos de cada grupo. Solamente tres estudios anteriores han examinado la actividad muscular de la cadera y muslo en corredores con SFBI^{21,34,35}. En el estudio de Baker et al.²¹ la muestra de corredores lesionados estaba formado por hombres y mujeres, esto dificulta la comparación con nuestros datos, ya que en este caso no disponemos de grupos individualizados por el género. En los casos de Brown et al.³⁴ y Foch et al.³⁵, analizaron corredoras del sexo femenino, tampoco ofreciendo datos de la comparación entre sexos. Respecto al sexo y la lesión de la banda iliotibial, hasta la fecha no se ha podido constatar ningún estudio previo que relacione, mediante EMG, la activación media de los músculos de la pierna lesionada respecto a la no lesionada, por lo que no podemos comparar los resultados del presente estudio.

Previamente, algunos autores estudiaron las diferencias entre corredores y corredoras lesionadas realizando un análisis cinemático, llegando a la conclusión de que el estado de la lesión produce una alteración cinemática^{14,25}. Por ello, se necesitan más investigaciones sobre EMG y síndrome de la banda iliotibial para

poder disponer de afirmaciones contundentes en este tema.

En la comparación entre los músculos, se ha encontrado una diferencia entre sexos con un tamaño del efecto alto. Tanto en los hombres como en las mujeres lesionadas el músculo con mayor actividad ha sido el VL, pudiera deberse a la comunicación de la fascia de dicho músculo con la banda iliotibial, por lo que su actividad se verá afectada en los pacientes con SFBI. En cambio, en la comparativa con otros músculos la significación ha sido distinta en hombres que, en mujeres, dando lugar a una pequeña diferencia en el patrón de movimiento basado en el género. En las mujeres lesionadas ha sido significativa con un tamaño del efecto alto, la relación en VL vs TFL y VL vs BF. En los hombres, la relación positiva se ha producido entre GMAX vs TFL y GMAX vs BF.

Los datos de este estudio deben ser tenidos en cuenta, pero deben ser tomados con cautela, sobre todo a la hora de plantear las fases de recuperación funcional de dichos corredores. Conocer el nivel de actividad de determinados músculos puede darnos una idea de cómo puede afectar la fatiga a diferentes estructuras. Brown et al.³⁴ encontraron que en un estado post-fatiga, los corredores con SFBI mostraron un valor de la frecuencia media inicial significativamente más bajo que cuando estaban en un estado pre-fatigado. La disminución de la magnitud de la frecuencia media inicial en los corredores lesionados sugiere que el músculo glúteo medio de los corredores con SFBI es menos resistente a la fatiga que el de sus homólogos sanos. Estos hallazgos resaltan la importancia del entrenamiento de resistencia al glúteo medio como componente de la rehabilitación de un corredor. En la comparación entre las piernas, no se encontraron diferencias significativas entre pierna lesionada y no lesionada tanto en hombres como en mujeres en los grupos de corredores con SFBI $p > 0,05$. En otras patologías, como la rotura de ligamento cruzado anterior (LCA), se ha estudiado la diferencia de EMG entre piernas en post operados, encontrando una activación neuromuscular alterada presente hasta un año después de la reconstrucción del LCA, en comparación con el miembro sano³⁶.

En las investigaciones sobre la lesión de la banda iliotibial, una de las principales diferencias entre las metodologías existentes es la superficie de carrera. Este factor puede dar lugar a que sea difícil comparar nuestros resultados con los de investigaciones previamente publicadas. Estas incompatibilidades en la comparación por el terreno de carrera ya se han producido en el análisis cinemático de la técnica de carrera. Autores como Baker et al.²¹, Miller et al.¹¹ y Messier et al.³⁸, Noehren et al.¹² y Phinyomark et al.¹⁴ en sus estudios ha optado por la realización de la carrera en tapiz rodante, en cambio autores como Foch et al.²², Grau et al.²³, Grau et al.²⁴, Noehren et al.¹³, Suárez et al.²⁵ y Suárez et al.⁴¹ lo han hecho en suelo, siendo así la forma más exacta de reproducir el terreno diario por el que transitan los corredores populares.

Autores como Taunton et al.⁸ afirman que las mujeres corredoras tienen el doble de probabilidades de sufrir SFBI en comparación con los corredores masculinos debido a su valgo anatómico fisiológico asociado. En nuestros resultados no se han encontrado diferencias significativas en la comparación entre las medias de EMG de los músculos seleccionados entre corredoras sanas y corredoras que sufren la lesión de la banda iliotibial (figura 2). El inicio y la duración de la

actividad electromiográfica pueden ser un factor importante, incluso más que la media de EMG en la evaluación de los factores contribuyentes en el SFBI³⁵. Por ejemplo, Willson et al.⁴² informaron que el pico máximo y medio de EMG del GMED no fueron diferentes entre las mujeres con y sin síndrome del dolor patelofemoral (SDPF), pero los corredores no lesionados activaron 24 milisegundos antes y 2 milisegundos más que los corredores sanos. En corredoras con el SFBI, Foch et al.³⁵ no encontraron diferencias ni en la magnitud ni en la duración de la activación del glúteo medio entre corredoras que habían sufrido la lesión y corredoras sanas.

Estudios previos han examinado la fuerza muscular de la cadera en corredores con SFBI. Fredericson et al.,³¹ atribuye una fuerza de abducción de cadera más débil en corredores lesionados. En cambio, Grau et al.²³ afirman que la debilidad de los abductores de cadera parece no desempeñar ningún papel en la etiología del SFBI. En consonancia con estos resultados, Brown et al.³⁴ muestran que la fuerza de los abductores de cadera en la extremidad lesionada de los corredores con SFBI no fue significativamente diferente de la del grupo de control. Estos hallazgos fueron consistentes con otros estudios cuyos resultados encontraron que no hay diferencias en la fuerza isométrica o isocinética entre corredores con SFBI y controles sanos^{13,22,23}.

CONCLUSIONES

La presente investigación pone de manifiesto que no se han encontrado diferencias en la activación muscular media entre hombres y mujeres con SFBI, de los músculos estudiados. En la comparación entre cada músculo por separado sí se han encontrado diferencias, en las mujeres lesionadas cuando se compara la actividad del músculo VL vs BF y VL vs TFL. En cambio, en los hombres, se ha encontrado diferencias cuando la comparación es entre GMAX vs TFL y GMAX vs BF. No se han objetivado diferencias en la activación muscular media entre la pierna lesionada y no lesionada ni en hombres lesionados, ni mujeres lesionadas. A la hora de determinar las diferencias en la actividad neuromuscular, entre los músculos de la cadera y el muslo durante la carrera en suelo, no se han encontrado diferencias entre mujeres sanas y corredoras que sufren el SFBI en el momento de la investigación. Los hallazgos de este estudio son significativos para orientar el tratamiento del SFBI. Proporciona datos para una mayor comprensión de la lesión y del estado de la misma, ayudando en la elección del tratamiento. La EMG ofrece datos a los profesionales para ampliar la zona de tratamiento, no solo a la propia banda iliotibial, sino a otras estructuras musculares incluso al miembro que no presenta dolor durante la lesión. Teniendo en cuenta los resultados obtenidos recomendamos un trabajo específico sobre los músculos VL, TFL y BF de la pierna lesionada en las mujeres y sobre los músculos GMAX, TFL y BF de la pierna lesionada en los hombres.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Strauss EJ, Kim S, Calcei JG, Park D. Iliotibial band syndrome: evaluation and management. *J Am Academy Orthop Surg.* 2011;19(12):728-36. <https://doi.org/10.5435/00124635-201112000-00003>

2. Lavine R. Iliotibial band friction syndrome. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2010;3(1-4):18-22. <https://doi.org/10.1007/s12178-010-9061-8>
3. Ellis R, Hing W, Reid D. Iliotibial band friction syndrome—a systematic review. *Man Therap*. 2007;12(3):200-8. <https://doi.org/10.1016/j.math.2006.08.004>
4. Orchard JW, Fricker PA, Abud AT, Mason BR. Biomechanics of iliotibial band friction syndrome in runners. *Am J Sports Med*. 1996;24(3):375-9. <https://doi.org/10.1177/036354659602400321>
5. Fairclough J, Hayashi K, Toumi H, Lyons K, Bydder G, Phillips N, Best TM, Benjamin M. The functional anatomy of the iliotibial band during flexion and extension of the knee: implications for understanding iliotibial band syndrome. *J Anat*. 2006;208(3):309-16. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2006.00531.x>
6. Clemente CD. *Gray's anatomy*, 30th American ed. Philadelphia: Lea & Febiger. 1985;639.
7. Ferber R, Noehren B, Hamill J, Davis I. Competitive female runners with a history of iliotibial band syndrome demonstrate atypical hip and knee kinematics. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(2):52-8. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3028>
8. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med*. 2002;36(2):95-101. <https://doi.org/10.1136/bjism.36.2.95>
9. Van der Worp MP, van der Horst N, de Wijer A, Backx FJ, Nijhuis-van der Sanden MW. Iliotibial band syndrome in runners. *Sports Med*. 2012;42(11):969-92. <https://doi.org/10.1007/BF03262306>
10. Medina JÁ, Lorente VM, Salillas LG, Marqueta PM. Modification of volume-intensity as preventive measure in futsal injuries. *Rev Int Med Cienc Act Fís Deporte* 2016;16(61):85-97.
11. Miller RH, Lowry JL, Meardon SA, Gillette JC. Lower extremity mechanics of iliotibial band syndrome during an exhaustive run. *Gait Posture*. 2007;26(3):407-13. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.10.007>
12. Noehren B, Davis I, Hamill J. ASB Clinical Biomechanics Award Winner 2006: Prospective study of the biomechanical factors associated with iliotibial band syndrome. *Clin Biomech*. 2007;22(9):951-6. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.07.001>
13. Noehren B, Schmitz A, Hempel R, Westlake C, Black W. Assessment of strength, flexibility, and running mechanics in men with iliotibial band syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2014;44(3):217-22. <https://doi.org/10.2519/jospt.2014.4991>
14. Phinyomark A, Osis S, Hettinga BA, Leigh R, Ferber R. Gender differences in gait kinematics in runners with iliotibial band syndrome. *Scand J Med Sci Sports*. 2015;25(6):744-53. <https://doi.org/10.1111/sms.12394>
15. Stickley CD, Presuto MM, Radzak KN, Bourbeau CM, Hetzler RK. Dynamic varus and the development of iliotibial band syndrome. *J Athl Train* 2018;53(2):128-134. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-122-16>
16. Balachandar V, Hampton M, Riaz O, Woods S. Iliotibial Band Friction Syndrome: A Systematic Review and Meta-analysis to evaluate lower-limb biomechanics and conservative treatment. *Muscles Ligaments Tendons J*. 2019;9(2):181-193. <https://doi.org/10.32098/mltj.02.2019.05>

17. Ferber R, Kendall KD, McElroy L. Normative and critical criteria for iliotibial band and iliopsoas muscle flexibility. *J Athl Train.* 2010;45(4):344-8. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-45.4.344>
18. Louw M, Deary C. The biomechanical variables involved in the aetiology of iliotibial band syndrome in distance runners—A systematic review of the literature. *Phys Ther Sport.* 2014;15(1):64-75. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2013.07.002>
19. MacMahon JM, Chaudhari AM, Andriacchi TP. Biomechanical injury predictors for marathon runners: striding towards iliotibial band syndrome injury prevention. *ISBS Proceedings Arch.* 2000;1(1).
20. Mousavi SH, Hijmans JM, Rajabi R, Diercks R, Zwerver J, Van der Worp H. Kinematic risk factors for lower limb tendinopathy in distance runners: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture.* 2019; 69:13-24. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.01.011>
21. Baker RL, Souza RB, Rauh MJ, Fredericson M, Rosenthal MD. Differences in Knee and Hip Adduction and Hip Muscle Activation in Runners With and Without Iliotibial Band Syndrome. *PM R.* 2018;10(10):1032-9. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2018.04.004>
22. Foch E, Reinbolt JA, Zhang S, Fitzhugh EC, Milner CE. Associations between iliotibial band injury status and running biomechanics in women. *Gait Posture.* 2015;41(2):706-10. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.01.031>
23. Grau S, Krauss I, Maiwald C, Best R, Horstmann T. Hip abductor weakness is not the cause for iliotibial band syndrome. *Int J Sports Med.* 2008;29(07):579-83. <https://doi.org/10.1055/s-2007-989323>
24. Grau S, Maiwald C, Krauss I, Axmann D, Janssen P, Horstmann T. What are causes and treatment strategies for patellar-tendinopathy in female runners? *J Biomech.* 2008;41(9):2042-6. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.03.005>
25. Suárez B, Rueda J, Collazo C, Veiga S, Navarro E. Kinematics of recreational runners with iliotibial band injury. *J Hum Sport Exerc.* 2018;13(3):698-709. <https://doi.org/10.14198/jhse.2018.133.19>
26. Hamill J, Van Emmerik RE, Heiderscheit BC, Li L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clin Biomech.* 1999;14(5):297-308. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)90092-4](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)90092-4)
27. Foch E, Reinbolt JA, Zhang S, Fitzhugh EC, Milner CE. Associations between iliotibial band injury status and running biomechanics in women. *Gait Posture.* 2015;41(2):706-10. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.01.031>
28. Becker I, Baxter GD, Woodley SJ. The vastus lateralis muscle: an anatomical investigation. *Clin Anat.* 2010;23(5):575-85. <https://doi.org/10.1002/ca.20974>
29. Birnbaum K, Siebert CH, Pandorf T, Schopphoff E, Prescher A, Niethard FU. Anatomical and biomechanical investigations of the iliotibial tract. *Surg Radiol Anat.* 2004;26(6):433-46. <https://doi.org/10.1007/s00276-004-0265-8>
30. Fetto J, Leali A, Moroz A. Evolution of the Koch model of the biomechanics of the hip: clinical perspective. *J Orthop Sci.* 2002;7(6):724-30. <https://doi.org/10.1007/s007760200130>

31. Fredericson M, Cookingham CL, Chaudhari AM, Dowdell BC, Oestreicher N, Sahrman SA. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clin J Sport Med.* 2000;10(3):169-75.
<https://doi.org/10.1097/00042752-200007000-00004>
32. Brown AM, Zifchock RA, Hillstrom HJ, Song J, Tucker CA. The effects of fatigue on lower extremity kinematics, kinetics and joint coupling in symptomatic female runners with iliotibial band syndrome. *Clin Biomech.* 2016; 39:84-90. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.09.012>
33. De Luca CJ, Kuznetsov M, Gilmore LD, Roy SH. Inter-electrode spacing of surface EMG sensors: reduction of crosstalk contamination during voluntary contractions. *J Biomech.* 2012;45(3):555-61.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.11.010>
34. Brown AM, Zifchock RA, Lenhoff M, Song J, Hillstrom HJ. Hip muscle response to a fatiguing run in females with iliotibial band syndrome. *Hum Mov Sci.* 2019; 64:181-90. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.02.002>
35. Foch E, Aubol, K, Milner CE. Relationship between iliotibial band syndrome and hip neuromechanics in women runners. *Gait Posture.* 2019; 77, 64-68.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.12.021>
36. Busch A, Blasimann A, Henle P, Baur H. Neuromuscular activity during stair descent in ACL reconstructed patients: A pilot study. *Knee.* 2019;26(2):310-16. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2018.12.011>
37. General Assembly of the World Medical Association. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *J Am Coll Dent.* 2014; 81:14-18.
<https://doi.org/10.1515/jwriet-2014-0117>
38. Messier SP, Edwards DG, Martin DF, Lowery RB, Cannon DW, James MK, Curl WW, Read JH, Hunter DM. Etiology of iliotibial band friction syndrome in distance runners. *Med Sci Sports Exerc.* 1995;27(7):951-60.
<https://doi.org/10.1249/00005768-199507000-00002>
39. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr and Kinesiol.* 2000;10(5):361-374.
[https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)
40. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences.* Routledge. 2013; 13. <https://doi.org/10.4324/9780203771587>
41. Suárez B, Rueda J, Collazo C, Veiga S, Navarro E. Efectos del síndrome de fricción de la banda iliotibial sobre la cinemática de carrera en corredoras populares. *Rev Andal Med Deporte.* 2019;12(2):108-112.
<https://doi.org/10.33155/j.ramd.2019.02.001>
42. Willson JD, Kernozek TW, Arndt RL, Reznichuk DA, Straker JS. Gluteal muscle activation during running in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Clin Biomech.* 2011;26(7):735-40.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.02.012>

Número de citas totales / Total references: 42 (100%)

Número de citas propias de la revista / Journal's own references: 1 (2,38%)