



Original



Efectos del síndrome de fricción de la banda iliotibial sobre la cinemática de carrera en corredoras populares

B. Suárez, J. Rueda, S. Veiga, C. L. Collazo, E. Navarro.

Departamento de Salud y Rendimiento Humano, Facultad de Ciencias de la Actividad Física y Deporte. Universidad Politécnica de Madrid. España.

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO: Recibido el 2 de mayo de 2018, Aceptado el 1 de febrero de 2019, Online el 4 de febrero de 2019

RESUMEN

Objetivo: Examinar diferencias sobre los ángulos articulares de la cadera, rodilla, tobillo y retropie en corredoras con el síndrome de fricción de la banda iliotibial en el momento de la investigación, en comparación con corredoras sin historial de lesión en la rodilla ocasionada por la carrera.

Método: Teniendo en cuenta los criterios de inclusión, en este estudio retrospectivo se estudiaron a un total de 30 corredoras amateurs, 15 sanas y 15 con el síndrome de fricción de la banda iliotibial. Mediante un análisis cinemático tridimensional, se registraron los ángulos 3D de las articulaciones del miembro inferior durante la carrera en suelo.

Resultados: El grupo con síndrome de fricción de la banda iliotibial mostró menor flexión de la rodilla en el inicio del contacto (13.48° versus 17.17° $P = 0.02$) y mayor aducción de la cadera durante el despegue (-5.65 versus -2.68 $P = 0.03$) en comparación al grupo de corredoras sanas. No se observaron diferencias significativas en el ángulo máximo de aducción de la cadera ($P = 0.95$), ángulo máximo de rotación interna de la rodilla ($P = 0.80$) y ángulo máximo de evasión del retropie ($P = 0.16$) entre los grupos.

Conclusiones: Las corredoras con síndrome de fricción de la banda iliotibial actual muestran un perfil cinemático asociado a su lesión, se sugiere una falta de movilidad en varios planos de movimiento.

Palabras clave: Biomecánica, Cadera, Lesión, Rodilla, Tobillo, Carrera.

Effects of iliotibial band syndrome on running kinematics in female amateur runners

ABSTRACT

Objective: The purpose of this retrospective study was to determine how iliotibial band syndrome influences hip, knee, ankle and rear foot joint angle in female runners with iliotibial band syndrome and female runners with no history of knee injury at the moment of study.

Method: In this retrospective study, the sample was composed of 30 recreational female runners (15 healthy runners and 15 with iliotibial band syndrome). A 3-D kinematic analysis was performed to measure 3D joint angles of the lower limb.

Results: The iliotibial band syndrome group exhibited a reduced knee flexion angle at heel strike (13.48° vs. 17.17° $p = 0.02$) and greater hip adduction at toe-off (-5.65 vs. -2.68 $p = 0.03$) as compared to controls. In contrast, no significant differences were observed in peak hip adduction ($p = 0.95$), maximum knee internal rotation ($p = 0.80$) and maximum rearfoot eversion ($p = 0.16$) between the two groups.

Conclusion: Female recreational runners with ITBS exhibit a specific kinematic profile suggestive of restricted movement at several planes.

Keywords: Biomechanics, Hip, Injury, Knee, Ankle, Running.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: enrique.navarro@upm.es (E. Navarro).

<https://doi.org/10.33155/j.ramd.2019.02.001>

Consejería de Educación y Deporte de la Junta de Andalucía. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND

(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>)

Efeitos da Síndrome de Atrito da banda do Trato Iliotibial na cinemática na carreira em corredores de rua.

RESUMO

Objetivo: Examinar as diferenças nos ângulos articulares do quadril, joelho, tornozelo e dorso em corredores com a Síndrome de Atrito da Banda Iliotibial no momento da investigação, em comparação com corredores sem histórico de lesão no joelho causada pela corrida.

Método: Considerando os critérios de inclusão, neste estudo retrospectivo foram estudados 30 corredores amadores, sendo 15 saudáveis e 15 com síndrome de Atrito da Banda Iliotibial. Por meio de uma análise cinemática tridimensional, os ângulos 3D das articulações do membro inferior foram registrados durante a corrida no solo.

Resultados: O grupo com síndrome de atrito da banda iliotibial apresentou menor flexão de joelho no início do contato (13.48° versus 17.17° $p = 0.02$) e maior adução do quadril durante a decolagem (-5.65 versus -2.68 $p = 0.03$) em comparação com o grupo de corredores saudáveis. Não foram observadas diferenças significativas no ângulo máximo de adução do quadril ($p = 0.95$), ângulo máximo de rotação interna do joelho ($p = 0.80$) e ângulo máximo de eversão do retro pé ($p = 0.16$) entre os grupos.

Conclusões: Corredores com síndrome de fricção da banda iliotibial apresentam um perfil cinemático associado à sua lesão, sugerindo uma falta de mobilidade em vários planos de movimento.

Palavras-chave: Biomecânica, Quadril, Lesão, Joelho, Tornozelo, Corrida.

Introducción

El síndrome de fricción de la banda iliotibial (SFBI) es la segunda causa más común de dolor en corredores^{1,2}. En el caso de las mujeres, Taunton et al.² asegura que son dos veces más propensas a padecer dicha patología. Phinyomark et al.³ asegura que es necesario tener en cuenta el género a la hora de tratar esta patología. Ferber et al.⁴ lo atribuyen a una mayor tensión en la banda iliotibial (BIT) de mujeres corredoras debido a un mayor pico de aducción de cadera y mayor pico de rotación interna de la rodilla.

La banda iliotibial es un engrosamiento tendinoso formado por tejido conjuntivo, continuación de los músculos tensor de la fascia lata y el glúteo mayor. 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^{5,6}.

Respecto a la etiología del SFBI existe cierta controversia. Según Lindenberg et al.⁷ y Noble⁸ el dolor localizado en el lugar de la lesión se produce cuando la fricción de la banda sobre la prominencia ósea del cóndilo femoral causa una respuesta inflamatoria en la banda iliotibial, periostio del hueso subyacente y/o bursa que se encuentra entre la prominencia ósea y la fascia. En cambio, para Fairclough et al.⁹, la mayor compresión del tejido graso altamente innervado profundo a la banda, pero superficial al epicóndilo, puede originar también los síntomas de dolor. Orchard et al.¹⁰ afirma que la mayor fricción entre la banda iliotibial y el cóndilo aumenta entre los 20 y 30 grados de flexión de la rodilla que ocurre en la primera mitad de la fase de apoyo en la carrera "Teoría del plano sagital".

Autores como Miller et al.¹¹ y Noehren, et al.¹² no han encontrado diferencias en los patrones de flexión y extensión de la rodilla en corredores que tenían SFBI en comparación con los controles sanos. Por ello debemos pensar que movimientos en otros planos y otras articulaciones pueden afectar a la cinemática de carrera de corredoras con SFBI³.

A nivel cinemático, varios autores han documentado varias causas asociadas a la técnica de carrera y al riesgo de sufrir SFBI. Específicamente, la excesiva aducción de cadera¹² y el exceso de rotación interna de la rodilla^{3,9,11-13}, la rotación externa de cadera^{3,5,14,15}, la eversión del retro pé^{4,12,16} y la máxima inversión del pie¹¹ según estos autores podrían estar relacionadas con el riesgo de sufrir SFBI.

Debido a que no existe un consenso claro sobre cómo afecta la lesión a la técnica de carrera de corredoras que están sufriendo la lesión en el instante de ser analizadas. El propósito de este estudio retrospectivo fue examinar las diferencias en las variables cinemáticas en las articulaciones de la cadera, rodilla, tobillo y retro pé en corredoras que sufren SFBI en el momento de la investigación y las corredoras libre de lesiones en la rodilla. Con base en el estudio prospectivo de Noehren et al.,¹² se hipotetizó que las corredoras con SFBI actual muestran una mayor aducción

máxima de cadera, rotación interna de rodilla y mayor eversión del retro pé en comparación con los controles.

Método

Muestra

Las mujeres corredoras tienen el doble de probabilidades de sufrir SFBI en comparación con los corredores masculinos². En base a este conocimiento, este estudio retrospectivo se limitó a corredoras de sexo femenino.

A priori, se realizó un análisis de potencia estadística para el tamaño de la muestra ($\alpha=0.05$; $\beta=0.20$; 0.8 tamaño del efecto deseado) utilizando la variabilidad obtenida de las variables cinemáticas de interés de estudios previos⁴. Con base en este análisis, se necesitaron un mínimo de 14 sujetos por grupo. Participaron un total de 30 mujeres no profesionales, superando el número mínimo de participantes requeridos. Se dividieron en dos grupos, uno de 15 corredoras lesionadas con SFBI y otro de 15 corredoras sanas (Tabla 1).

Para poder pertenecer al grupo de SFBI se debían cumplir lo siguientes criterios de inclusión: realizar un mínimo de 20km semanales de carrera, tener más dos años de experiencia realizando esta actividad, haber sido previamente diagnosticadas por parte de un profesional del ámbito sanitario (médico deportivo, médico traumatólogo) y tener historial de dolor sobre el cóndilo femoral lateral asociado con la carrera.

Antes de comenzar a tomar datos, todos los sujetos firmaron un consentimiento informado de los riesgos, de acuerdo con los procedimientos éticos departamentales y universitarios y siguiendo los principios esbozados en la Declaración de Helsinki enmendada en la 59ª Asamblea General de la AMM en Seúl, octubre 2008, la Ley 14/2007, de 3 de julio, de Investigación Biomédica, Convenio de Oviedo relativo a los Derechos Humanos y la Biomedicina (1997). Durante las mediciones ningún participante del grupo SFBI llegó a sufrir dolor. En la lesión de la banda iliotibial, generalmente el dolor ocurre después de una "cierta distancia o tiempo reproducible", y no desde el comienzo de una carrera o en reposo⁵.

Procedimientos

La técnica de carrera de los dos grupos de corredoras fue analizada mediante un sistema de seis cámaras infrarrojas modelo Vicon® (Oxford Metrics Ltd, United Kingdom), grabando a una frecuencia de 120 Hz, y sincronizado con dos plataformas de fuerza Kistler® (Kistler Group, Switzerland), grabando a 1000Hz.

El área de registro fue una pista de cinco m por 15m 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 hasta que se obtuvieron

cuatro grabaciones con cada pierna en las que las corredoras pisaban dentro de la plataforma de fuerzas. Con el fin de no alterar la técnica de carrera, no se dio información alguna a las corredoras sobre el proceso de toma de datos. Anteriormente, las corredoras realizaron un calentamiento estandarizado de 10 minutos de duración en el mismo circuito.

El cuerpo se definió como un conjunto de siete segmentos sólidos rígidos articulados entre sí: pelvis y muslo, pierna, pie izquierdo y derecho respectivamente. Para la determinación de los seis grados de libertad de movimiento de cada segmento se fijaron con cinta HealthCare3M 24 marcadores esféricos y reflectantes de 14mm (Figura 1). Cuatro de los marcadores fueron colocados en la cadera (en el borde superior de las crestas ilíacas derecha, izquierda, anterior y posterior), uno en cada trocánter del fémur, dos en cada rodilla (cóndilo medial y cabeza del peroné), uno en la parte externa de cada muslo, uno en la parte externa de cada pierna, dos en cada tobillo (en el maléolo lateral y en el maléolo medial) y tres en cada pie sobre la zapatilla (sobre la cabeza del segundo dedo, sobre el calcáneo a la misma altura que el anterior y en la cabeza del quinto metatarsiano). La captura de datos incluyó una parte estática y una parte dinámica, en la que los marcadores mediales de la rodilla y tobillo, así como los marcadores del trocánter fueron quitados para una mayor comodidad del corredor. Por lo tanto, el análisis dinámico incluyó un total de 18 marcadores.

Tabla 1. Edad, Altura y peso para el grupo SFBI comparado con el grupo control.

	SFBI	Control
n	15	15
Edad (años)	40.6 (7.61)	41.47 (7.96)
Altura (m)	1.61 (0.05)	1.63 (0.06)
Peso (kg)	55.43 (6.3)	54.41 (2.97)
Velocidad durante el test (m/s)	2.74 (0.44)	2.66 (0.31)

* Valores son media (desviación estándar)



Figura 1. Posición de los marcadores

Las coordenadas 3D de los marcadores se filtraron e interpolaron mediante funciones *spline* de quinto orden según el procedimiento desarrollado por Woltring e implementado en el programa Workstation del sistema Vicon®. Para la determinación del factor de suavizado se utilizó el método MSE (Mean Square Error) utilizando como error cuadrático de los datos un valor de 4 mm². Una vez obtenidas las coordenadas 3D de los marcadores se obtuvieron las siguientes variables dependientes: ángulos de cadera, rodilla, tobillo y retropié, respecto a los tres ejes anatómicos (transversal, antero posterior y longitudinal) en función del factor lesión (lesionadas-no lesionadas). Todos los cálculos fueron realizados en lenguaje VICON BodyBuilder software (VICON; Oxford Metrics Ltd., United Kingdom).

Análisis estadístico

La comparación de los datos entre los dos grupos fue realizada con SPSS 20.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Primeramente, mediante una ANOVA de dos factores: lesión (2) x pierna-medidas-repetidas (2) para comprobar si había diferencias entre las piernas. Y una ANCOVA de un factor de medidas independientes lesión (2) para comprobar las diferencias entre las corredoras lesionadas y no lesionadas para cada una de las variables, debido a que existen diferencias significativas entre la velocidad, en esta comparación utilizaremos la velocidad de la prueba como covariable. Para evitar el error experimental debido a la realización de comparaciones múltiples, se utilizó el método de Bonferroni. Para la información de los resultados se agruparán las variables en relación a las hipótesis planteadas en el apartado introducción. Con base en los criterios convencionales de Cohen¹⁷, el nivel de significación se fijó en $p < 0.05$. 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 respectivamente¹⁷.

Resultados

No se ha encontrado diferencias significativas entre la pierna derecha e izquierda $p > 0.05$ de las corredoras del grupo control, tampoco se encontraron diferencias significativas entre pierna lesionada y no lesionada en el grupo de corredoras con SFBI $p > 0.05$ por lo tanto, para las sucesivas comparaciones, se tomó la pierna izquierda y la pierna lesionada como referencia. Estos resultados lo confirman autores como Orchard et al.¹⁰

Los resultados de la comparación de las variables cinemáticas de interés para la extremidad lesionada con SFBI y la extremidad del grupo de control se presenta en la (Tabla 2).

Tabla 2. Parámetros (media ± desviación estándar) de la carrera para los diferentes grupos

	SFBI	Control	Diferencias	P-valor	d
Cadera Máx. Extensión (°)	-4.92 (6.68)	-2.81 (2.89)	2.11 (3.79)	0.33	0.41
Cadera Máx. Aducción (°)	13.82 (3.70)	13.84 (2.70)	0.02 (1.00)	0.95	0.01
Cadera Aducción despegue (°) +	-5.65 (2.70)	-2.58 (2.81)	3.07 (1.11)	0.03	1.11
Cadera Máx. Rotación (°)	4.22 (7.10)	2.31 (9.96)	2.91 (2.86)	0.56	0.22
Rodilla Flexión inicio (°) +	13.48 (5.04)	17.17 (4.24)	3.69 (0.80)	0.02	0.79
Rodilla Máx. Flexión (°)	45.41 (5.40)	46.55 (5.17)	1.14 (0.23)	0.41	0.22
Rodilla Máx. Rotación (°)	10.94 (7.50)	10.12 (9.23)	0.82 (1.73)	0.80	0.10
Rodilla Máx. valgo (°)	-6.12 (4.97)	-9.51 (4.68)	3.39 (0.29)	0.07	0.70
Tobillo Máx. Flexión (°)	24.73 (3.75)	25.12 (3.24)	0.39 (0.51)	0.72	0.11
Pie Máx. Pronación (°)	-12.27 (4.80)	-9.42 (6.62)	12.85 (1.82)	0.16	0.49

* Valores son media (desviación estándar)

+ Diferencias significativas entre sanas y lesionadas

En la cadera, en los movimientos de máxima extensión ($P = 0.33$), máxima rotación ($P = 0.56$) y máxima aducción ($P = 0.95$) no se han encontrado diferencias entre los grupos. Se ha podido encontrar diferencias en los valores de la aducción de la cadera durante la fase de despegue ($P = 0.03$, $d = 1.11$) siendo mayor en el grupo SFBI.

En los movimientos de la rodilla no han sido significativas ni la máxima flexión ($P = 0.41$), ni la máxima rotación ($P = 0.80$) ni el máximo valgo ($P = 0.07$) entre los grupos. En cambio, las

corredoras con SFBI mostraron menor flexión máxima de la rodilla en el inicio del contacto ($P=0.02$, $d=0.79$).

En cuanto a los movimientos del tobillo ($P=0.72$) y el retropié ($P=0.16$) no se han podido encontrar diferencias significativas entre los grupos SFBI y control.

Discusión

El objetivo de este estudio retrospectivo fue examinar las diferencias en la mecánica de carrera entre corredoras que actualmente sufren el SFBI y corredoras sin historial de lesiones de rodilla relacionadas con la carrera. Teniendo en cuentas los estudios previos en esta área, optamos por realizar una evaluación exhaustiva que incluye la mecánica de la cadera, la rodilla, tobillo y retropié de corredoras lesionadas. A través de estos datos se han formulado la siguiente hipótesis; que las corredoras con SFBI actual muestran una mayor aducción máxima de cadera, rotación interna de rodilla y mayor eversión del retropié en comparación con los controles sanos.

El primer propósito de este estudio fue averiguar si existen diferencias en los ángulos de la articulación de la cadera durante el ciclo de paso de corredoras con SFBI y las corredoras sanas. En este estudio, respecto a la cadera, se han analizado cuatro variables diferentes; el pico de extensión, la máxima aducción, la aducción durante el despegue y el pico de rotación. Basados en un estudio prospectivo hecho por Noehren et al.¹² y un estudio retrospectivo realizado por Ferber et al.⁴, se hipotetizó que las corredoras con SFBI mostrarían un pico de aducción de cadera significativamente mayor que las corredoras sanas. Sin embargo, en nuestra investigación, no se han encontrado diferencias significativas en la aducción máxima de cadera durante el apoyo entre los grupos. En cambio, estos hallazgos sí son confirmados en los datos ofrecidos por Foch et al.^{18,20} y Grau et al.^{13,19}, donde a través de una comparativa entre corredoras recreacionales con un historial de SFBI y corredoras recreacionales actualmente lesionadas, afirmaron que el grupo actual SFBI y control no muestran diferencias o muestran menor valor en esta variable. Pensamos que la restricción de aducción de la cadera en las corredoras lesionadas está condicionada por las adaptaciones del tejido de la banda iliotibial, afectados por la lesión, el cual registre el movimiento en este plano, estos datos son compartidos por Tateuchi et al.¹⁴.

La rotación de la cadera es un hallazgo reportado por Phinyomark et al.³, en el cual las corredoras con SFBI muestran mayor rotación externa de la cadera que los controles sanos. En nuestra investigación no podemos confirmar estos resultados, debido a que no se han encontrado diferencias en estas variables entre los grupos. Pensamos que la realización de un protocolo en tapiz rodante y no en suelo por parte de estos autores hace que la comparación con nuestro estudio no sea posible. En la cadera ha sido significativa la aducción durante el despegue. No hemos podido encontrar otra investigación ya realizada, con una igual muestra de corredoras lesionadas y confirmar así este hallazgo.

En la rodilla, en nuestra investigación el ángulo máximo de flexión no fue diferente entre los grupos. Este hallazgo proporciona más evidencia de que la flexión de la rodilla, por sí misma, no juega un papel importante en la lesión de la banda iliotibial como se ha creído históricamente^{8,10}. Sin embargo, el ángulo de flexión al inicio del contacto de la rodilla, menor en el grupo SFBI, ha sido significativo en nuestro estudio. Estos datos obtenidos en nuestro estudio no se pueden confirmar con los de Miller et al.¹¹, en el cual la flexión de la rodilla en el contacto y la rotación interna de la rodilla han sido mayor en el grupo SFBI, debemos tener mucha cautela a la hora de comprar nuestros datos con el de estos autores ya que han obtenidos estos resultados con un protocolo de carrera exhaustivo. En nuestro estudio la rotación interna de la rodilla no ha sido significativo entre los grupos. Al igual que la aducción de la cadera, la rotación interna de la rodilla son movimientos que están limitados por el exceso de tensión que

tiene el tejido de la banda iliotibial. Autores como Terry et al.²¹ afirmaron que la banda iliotibial proporciona una cantidad significativa de restricción de la rotación en la articulación de la rodilla.

Autores como Taunton et al.² 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 cambio en nuestro estudio el máximo valgo dinámico no ha reportado diferencias entre los grupos, probablemente por la restricción asociada a la banda iliotibial que muestran corredoras lesionadas²¹.

Con respecto al tobillo, Grau et al.¹⁹, ha afirmado que no existen diferencias entre la flexión máxima entre los grupos de corredoras sanas y lesionadas con el síndrome de la banda iliotibial. Estos datos se pueden confirmar con nuestra investigación ya que no se encontraron diferencias significativas en la articulación del tobillo entre los grupos.

En nuestro estudio no se encontraron diferencias significativas en el retropié en el grupo con SFBI en comparación con los controles sanos, datos confirmados por estudios como el de Messier et al.²⁵. Es posible pensar que el exceso de tensión del tejido de la banda iliotibial refleja un mecanismo compensatorio para tratar de controlar la pronación y la rotación interna asociada de la rodilla. En cambio, autores como McClay y Edwards²², Nigg et al.²³, Nawoczenski, et al.²⁴, han sugerido que una mayor pronación del retropié puede provocar lesiones relacionadas con la rodilla, entre ellas el SFBI¹⁵.

Existen limitaciones inherentes a este diseño de estudio que no deben dejar de mencionarse. Los participantes en la presente investigación corrieron dentro de un laboratorio en una distancia de 15m a una velocidad libremente elegida, y aunque la utilización de la velocidad como covariable no indica diferencia en los resultados, el hecho de correr en un recinto de estas características puede alterar la técnica. Por otro lado, la realización de un estudio prospectivo, siguiendo a los corredores antes y después de su lesión podría proporcionar una comprensión más completa del rol de la lesión en la mecánica de carrera de corredoras lesionadas con el síndrome de fricción de la banda iliotibial.

En conclusión, las corredoras recreacionales con el SFBI mostraron mayor aducción de la cadera en despegue y menor flexión de la rodilla en el inicio del contacto que las corredoras sanas durante la carrera. Estos resultados afirman que las corredoras lesionadas con el SFBI muestran un perfil cinemático de cadera y rodilla alterado por su lesión. Los entrenadores y preparadores físicos deben tener en cuenta estos resultados a la hora de formar parte de un equipo multidisciplinar con corredoras lesionadas.

Autoría. Todos los autores han contribuido intelectualmente en el desarrollo del trabajo, asumen la responsabilidad de los contenidos y, asimismo, están de acuerdo con la versión definitiva del artículo. **Conflicto de intereses.** Los autores declaran no tener conflicto de intereses. **Origen y revisión.** No se ha realizado por encargo, la revisión ha sido externa y por pares. **Responsabilidades éticas.** Protección de personas y animales: Los autores declaran que los procedimientos seguidos están conforme a las normas éticas de la Asociación Médica Mundial y la Declaración de Helsinki. **Confidencialidad:** Los autores declaran que han seguido los protocolos establecidos por sus respectivos centros para acceder a los datos de las historias clínicas para poder realizar este tipo de publicación con el objeto de realizar una investigación/divulgación para la comunidad. **Privacidad:** Los autores declaran que no aparecen datos de los pacientes en este artículo.

Bibliografía

1. Van der Worp MP, van der Horst N, de Wijer A, Backx FJ, Nijhuis-van der Sanden MW. Iliotibial band syndrome in runners: a systematic review. *Sport Med.* 2012;42(11):969-92.
2. 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.

3. Phinyomark A, Osis S, Hettinga BA, Leigh R, Ferber R. Gender differences in gait kinematics in runners with iliotibial band syndrome. *Scan J Med Sci Sports*. 2015;25(6):744-53.
4. Ferber R, Noehren B, Hamill J, Davis IS. 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.
5. 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.
6. Moore KL, Dalley AF, Agur AM, edi. *Clinically oriented anatomy*. 7^a ed. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott; Williams & Wilkins; 2013.
7. Lindenberg G, Pinshaw R, Noakes TD. Iliotibial band friction syndrome in runners. *Physician Sportsmed*. 1984;12(5):118-30.
8. Noble CA. Iliotibial band friction syndrome in runners. *Am J Sports Med*. 1980;8(4):232-4.
9. Fairclough J, Hayashi K, Toumi H, Lyons K, Bydder G, Phillips N, et al. 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.
10. 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.
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.
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 (Bristol, Avon)*. 2007;22(9):951-6.
13. Grau S, Maiwald C, Krauss I, Axmann D, Horstmann T. The influence of matching populations on kinematic and kinetic variables in runners with iliotibial band syndrome. *Res Q Exercise Sport*. 2008;79(4):450-7.
14. Tateuchi H, Shiratori S, Ichihashi N. The effect of angle and moment of the hip and knee joint on iliotibial band hardness. *Gait Posture*. 2015;41(2):522-8.
15. Baker R, Souza RB, Fredericson M. Iliotibial band syndrome: soft tissue and biomechanical factors in evaluation and treatment. *PM R*. 2011;3(6):550-61.
16. Hamill J, van Emmerik RE, Heiderscheit BC, Li L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 1999;14(5):297-308.
17. Cohen J. A power primer. *Psychol Bull*. 1992;112(1):155-9.
18. 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.
19. Grau S, Krauss I, Maiwald C, Axmann D, Horstmann T, Best R. Kinematic classification of iliotibial band syndrome in runners. *Scan J Med Sci Sports*. 2011;21(2):184-9.
20. Foch E, Milner CE. The influence of iliotibial band syndrome history on running biomechanics examined via principal components analysis. *J Biomech*. 2014;47(1):81-6.
21. Terry GC, Hughston JC, Norwood LA. The anatomy of the iliopatellar band and iliotibial tract. *Am J Sports Med*. 1986;14(1):39-45.
22. McClay I, Manal K. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1998;13(3):195-203.
23. Nigg BM, Cole GK, Nachbauer W. Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. *J Biomech*. 1993;26(8):909-16.
24. Nawoczenski DA, Saltzman CL, Cook TM. The effect of foot structure on the three-dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rear foot. *Phys Ther*. 1998;78(4): 404-16.
25. Messier SP, Edwards DG, Martin DF, Lowery RB, Cannon DW, James MK, et al. Etiology of iliotibial band friction syndrome in distance runners. *Med Sci Sports Exerc*. 1995;27(7):951-60.