

UNIVERSIDAD EUROPEA DE VALENCIA

Facultad de Ciencias de la Salud

Grado en fisioterapia

Trabajo Final de Grado

Curso 2024 - 2025

Biomecánica de los corredores afectados por el síndrome de la banda iliotibial.

- Revisión bibliográfica -



-Autoras-

Charlotte MASSON

Laurine ROBIN

-Tutor-

Antonio REJAS FERNANDEZ

Valencia, 2025.

**Biomecánica de los corredores afectados por el
síndrome de la banda iliotibial.
- Revisión bibliográfica -**

TRABAJO FINAL DE GRADO PRESENTADO POR:

Charlotte MASSON y Laurine ROBIN

TUTOR DEL TRABAJO:

Antonio REJAS FERNANDEZ

**FACULTAD DE FISIOTERAPIA
UNIVERSIDAD EUROPEA DE VALENCIA**

**VALENCIA
CURSO 2024-2025**

TABLA DE CONTENIDO

ABREVIACIONES

RESUMEN y PALABRAS CLAVES	1
ABSTRACT and KEYWORDS	2
1. INTRODUCCIÓN	3
1.1 Definición del síndrome de la banda iliotibial	3
1.2 Recuerdo anatómico sobre la banda iliotibial	3
1.3 Biomecánica de la carrera.....	4
1.4 Etiología.....	6
1.5 Signos y síntomas	7
1.6 Factores de riesgos del síndrome de la BIT	7
1.7 Importancia de la investigación – Justificación	7
2. HIPÓTESIS.....	8
3. OBJETIVOS	8
3.1 Objetivo principal	8
3.2 Objetivos específicos	8
4. METODOLOGÍA.....	9
4.1 Diseño de estudio.....	9
4.2 Procedimiento de la búsqueda bibliográfica	9
4.3 Bases de datos y estrategia de búsqueda	9
4.4 Criterios de inclusión y exclusión	10
4.5 Selección de los artículos y extracción de datos	11
4.6 Evaluación de la calidad metodológica y del riesgo de sesgo.....	12
4.7 Variables del estudio	13
5. RESULTADOS	13
5.1 Características de los estudios analizados	13
5.2 Análisis de los datos de la rigidez de la cintilla iliotibial	16

5.3	Componentes musculares de la cadera.....	16
5.3.1	Activación muscular en la cadera	16
5.3.2	Fuerza muscular en la cadera	16
5.4	Patrón de carrera	17
5.4.1	Flexión ipsilateral de tronco	17
5.4.2	Cinemática de la pelvis.....	17
5.4.3	Cinemática de la cadera	18
5.4.4	Cinemática de la rodilla	18
5.4.5	Cinemática del tobillo.....	19
6.	DISCUSIÓN	19
	Limitaciones del trabajo y futuras líneas de investigación	22
7.	CONCLUSIÓN	23
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	25
	AGRADECIMIENTOS	27
	ANEXO 1. Escala PEDro y sus criterios.....	28
	ANEXO 2. Resultados significativos o no, según los artículos.....	30

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.	Proceso de cribado con aplicación de filtros en diversas bases de datos.	10
Tabla 2.	Escala PEDro de los estudios observacionales seleccionados.	12
Tabla 3.	Características de los estudios observacionales analizados.	14
Tabla 4.	Características biomecánicas analizadas durante las pruebas de carrera.	17

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.	Anatomía del TFL y de la cintilla iliotibial	4
Figura 2.	Esquema del ciclo de la carrera con sus fases.....	5
Figura 3.	Fases de la biomecánica de la carrera del miembro inferior.	6
Figura 4.	Diagrama de flujo PRISMA.	11

ABREVIACIONES

ABD – Abducción

ADD – Aducción

BIT – Banda Iliotibial

FDR – Factores de Riesgo

GM – Glúteo Mayor

Gm – Glúteo medio

CI – Contacto Inicial

MVC – Contracción Voluntaria Máxima

RE – Rotación Externa

RI – Rotación Interna

SBIT – Síndrome de la Banda Iliotibial

TFL – Tensor de la Fascia Lata

RESUMEN y PALABRAS CLAVES

Introducción. El síndrome de la banda iliotibial (SBIT) es una patología muy común de la rodilla en los corredores con una prevalencia mayor en mujeres. La banda iliotibial (BIT) es un tejido fibroso que se extiende por la cara lateral del fémur y que cumple función clave en la estabilización lateral de la cadera y de la rodilla jugando también un papel en la función postural. Numerosos artículos han relacionados una alteración de la biomecánica en los corredores con el SBIT.

Objetivo. El objetivo de este trabajo es realizar una revisión de literatura científica con la finalidad de identificar los factores biomecánicos específicos asociado al SBIT en los corredores.

Material y Métodos. Se realizó búsquedas individuales en PubMed, PEDro, SciELO, MEDLINE COMPLETE. Se seleccionaron artículos publicados en los últimos 10 años, escritos en inglés, español y francés.

Resultados. Tras aplicar los criterios de inclusión y de exclusión, se escogieron 6 estudios observacionales que abordan una alteración de la biomecánica de la carrera y que está relacionado con el SBIT. Observando el tronco y el miembro inferior de corredores sanos en comparación con los corredores con SBIT, se estudió sobre todo los parámetros cinemáticos de la cadera y de la rodilla. De manera general los resultados son heterogéneos. Los artículos relatan alteraciones en cuanto a cambios en la función muscular, en la rigidez de la BIT en mujeres, en la aducción de cadera y en la flexión de rodilla. Para terminar, se necesitan más datos para la inclinación de tronco, la caída y anteversión de la pelvis y a nivel de tobillo.

Conclusión. A pesar de que se identificaron alteraciones biomecánicas asociadas al síndrome de la banda iliotibial, los resultados fueron inconsistentes y no permiten establecer un patrón de carrera universal. Parece existir una diferencia en la biomecánica femenina lo que explicaría su mayor prevalencia en mujeres, aunque la evidencia sigue siendo limitada. Se requieren más estudios con metodología homogéneas y un análisis comparativo de cada genero para entender mejor el síndrome de la banda iliotibial en corredores.

Palabras claves: síndrome de la banda iliotibial, biomecánica, corredores, cinemática.

ABSTRACT and KEYWORDS

Introduction. Iliotibial band syndrome (ITBS) is a common knee pathology in runners, with a higher prevalence in women. The iliotibial band (ITB) is a fibrous tissue that extends along the lateral side of the femur, playing a key role in lateral stabilization of the hip and knee, and also contributing to postural function. Numerous articles have linked alterations in biomechanics in runners with ITBS.

Objective. The objective of this study is to conduct a literature review to identify the specific biomechanical factors associated with iliotibial band syndrome (ITBS) in runners.

Material and Methods. Individual searches were conducted in PubMed, PEDro, SciELO, and MEDLINE COMPLETE. Articles published in the last 10 years and written in English, Spanish, and French were selected.

Results. After applying the inclusion and exclusion criteria, six observational studies were selected, all of which addressed biomechanical alterations during running related to ITBS. These studies compared the trunk and lower limb biomechanics of healthy runners with those affected by ITBS, focusing primarily on hip and knee kinematics. Overall, the results were heterogeneous. The articles reported alterations related to muscle function, ITB stiffness (particularly in women), hip adduction, and knee flexion. However, further data are needed regarding trunk lean, pelvic drop and anterior tilt, as well as ankle mechanics.

Conclusion. Although biomechanical alterations associated with iliotibial band syndrome were identified, the results were inconsistent and do not allow for the establishment of a universal running pattern. A difference in female biomechanics seems to explain its higher prevalence in women, though the evidence remains limited. More studies with homogeneous methodologies and a comparative gender analysis are needed to better understand iliotibial band syndrome in runners.

Keywords: iliotibial band syndrome, biomechanics, runners, kinematics

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Definición del síndrome de la banda iliotibial

En la actualidad, se promueve y se recomienda realizar actividad física para favorecer la salud (Organización Mundial de la Salud, 2024). Dentro de los deportes comunes, se encuentra la carrera que tiene mucha popularidad por su accesibilidad, pero también por la capacidad física y mental que proporciona. Sin embargo, correr presenta una tasa alta de lesión y más precisamente a nivel de la rodilla que se explica por su ubicación anatómica (Foch et al., 2020).

El síndrome de la banda iliotibial (SBIT), también llamado “la rodilla del corredor” es, como lo indica su nombre, una patología muy común en el mundo de los corredores (Aderem & Louw, 2015). Se trata de la causa principal en cuanto a dolor lateral de rodilla en los corredores y representa hasta el 12% del total de lesiones asociadas a la práctica del running (Aderem & Louw, 2015; Balachandar et al., 2019). Estos últimos años, se ha notado un incremento de los casos, por lo que, actualmente, se posiciona en segunda posición de las patologías que sufren los corredores. Este fenómeno se podría explicar por el aumento de popularidad en la población que practica el deporte de la carrera (Aderem & Louw, 2015).

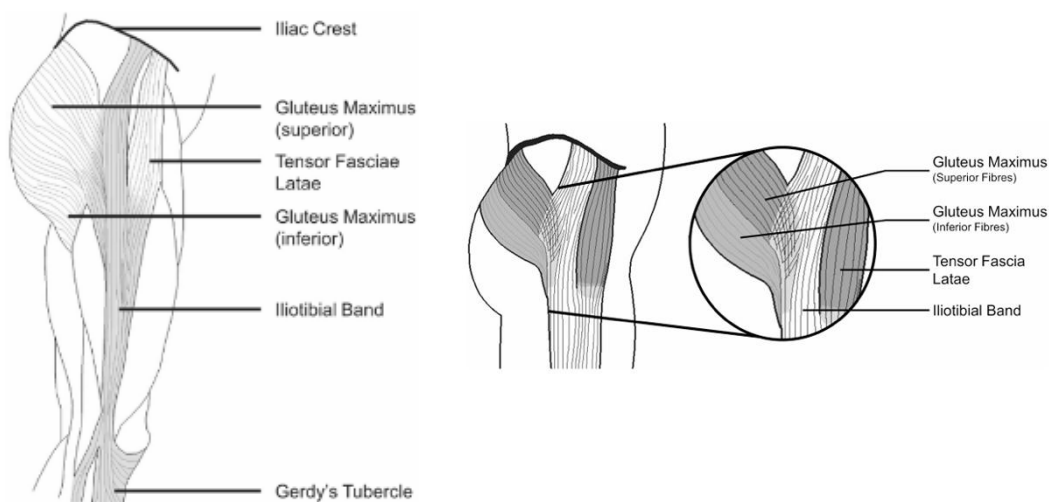
1.2 Recuerdo anatómico sobre la banda iliotibial

La estructura de la BIT es famosa mediante varios términos como el tracto iliotibial o cintilla iliotibial. El estudio de la banda iliotibial (BIT) junto al tensor de la fascia lata (TFL) ha evolucionado a lo largo del siglo XX en particular con los estudios de Emanuel Kaplan que lo describía como el ligamento anterolateral de soporte (Flato et al., 2017).

Gracias a los avances tecnológicos y al desarrollo de nuevas técnicas, se pudo estudiar con más precisión este tejido. Pero la descripción de su anatomía sigue siendo variable e incoherente (Flato et al., 2017).

La BIT sería un engrosamiento de la parte lateral de la fascia lata, y ese último envolvería totalmente la musculatura del TFL (Fairclough et al., 2007). La banda iliotibial, es un tejido conjuntivo fibroso que toma su origen en el tubérculo de la cresta del ilion y en la fascia que se une al glúteo mayor (GM) y el TFL (Fairclough et al., 2006). Sus fibras longitudinales proximales van por la cara lateral donde reciben fibras del GM y de la aponeurosis glútea por la parte posterior, y en la parte anterior reciben por el TFL (**Figura 1**). Este conjunto baja por el fémur y pasan cerca del epicondileo femoral lateral (Fairclough et al., 2007; Flato et al., 2017). Se insertan sobre el tubérculo infracondileo de la tibia, también llamado el tubérculo de Gerdy (Balachandar et al., 2019). Otros artículos mencionan que la BIT no tiene una sola inserción en el tubérculo de Gerdy, sino varias inserciones en el fémur distal, la rótula, la tibia proximal y la cápsula articular (Fairclough et al., 2006; Flato et al., 2017).

Figura 1. Anatomía del TFL y de la cintilla iliotibial.



Leyenda: Vista lateral del muslo con el tracto iliotibial enfocándose en la inserción de los músculos glúteo mayor y tensor de la fascia lata.

Fuente: Extraído de Hutchinson et al. (2022).

Calais-Germain (2012) describe la biomecánica de los siguientes músculos: el plano superficial del GM, el TFL y la fascia lata. Actuando solo, el plano superficial del GM lleva el fémur en extensión, rotación externa y abducción. Enfocándose solamente en las funciones del TFL, entrena el fémur en flexión, rotación interna y abducción. A nivel distal en la rodilla, el TFL hace la extensión de rodilla y la rotación externa. Si la pierna está fija, la activación bilateral de los TFL bascula la pelvis en anteversión. Cuando el TFL y el plano superficial del GM actúan juntos, traccionan la fascia lata para realizar la abducción de la cadera. Sin embargo, si el fémur está fijo con la pierna apoyada, la activación del conjunto actúa a nivel de la pelvis y permite la inclinación lateral del hueso ilíaco. En apoyo unipodal, participan con el glúteo medio (Gm) al equilibrio transversal de la pelvis.

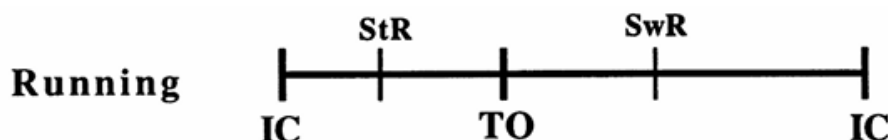
Siendo estructuras bi-articulares, son estabilizadores laterales de cadera y rodilla y, juegan un papel importante en la función postural, bloqueando la rodilla en hiperextensión y creando un apoyo estable (Flato et al., 2017).

1.3 Biomecánica de la carrera

El ciclo de la carrera comparte ciertas similitudes con el de la marcha, aunque presentan diferencias notables. La carrera, requiere demandas fisiológicas más exigentes, mayor equilibrio, mayor fuerza muscular y mayores amplitudes de movimiento a los cuales se añade una cinemática diferente. Además, por un lado, tiene una fase de vuelo durante la cual ninguno de los dos pies está en contacto con el suelo. Por otro lado, a diferencia de la marcha, no presenta fase de doble apoyo. (Novacheck, 1998).

Un ciclo de carrera se divide en dos fases (ver **Figura 2**): la fase de apoyo (*stance phase*) y la fase de oscilación (*swing phase*), que a su vez pueden subdividirse. La fase de apoyo se caracteriza por el momento cuando el pie realiza el contacto inicial (CI) con el suelo, y la fase de oscilación que comienza cuando los dedos del pie se despegan del suelo (*toes off*) hasta el contacto siguiente (Novacheck, 1998).

Figura 2. Esquema del ciclo de la carrera con sus fases.



Leyenda: IC (*initial contact*): contacto inicial / TO (*toes off*): despegue de los dedos / StR (*stance pase reversal*): reversión en fase de apoyo / SwR (*swing pase reversal*): reversión en fase de oscilación.

Fuente: Extraído de Novacheck, (1998).

A continuación, se desarrollan las subdivisiones de cada fase con la implicación de las articulaciones y músculos del miembro inferior (ver **Figura 3**), descritos por Novacheck, (1998):

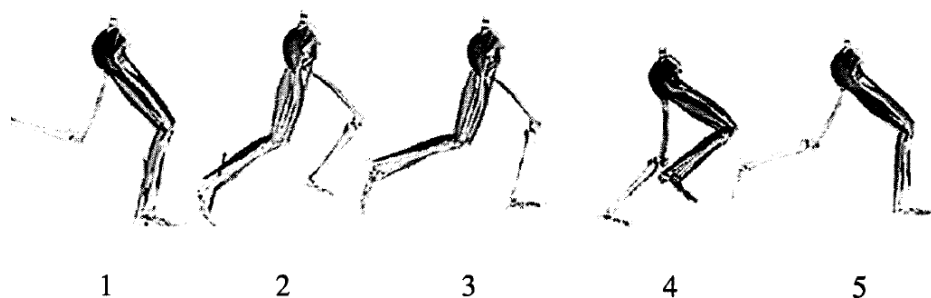
Fase de apoyo:

- Momento de contacto inicial (CI): primer contacto con el suelo, con el talón, el mediopie o el antepié según la pisada del corredor.
- Absorción de la fase de apoyo: es una fase de deceleración horizontal y absorción del impacto. La rodilla se flexiona para amortiguar la carga con la participación principal del cuádriceps en contracción excéntrica. Durante esa fase de carga, la pelvis se mantiene relativamente estable gracias a la acción del Gm, mientras que la cadera se aduce respecto a la pelvis.
- Generación de la propulsión: cuando el centro de masa pasa delante del eje vertical del cuerpo para impulsarlo hacia adelante y arriba gracias a la contracción concéntrica de la musculatura hasta el despegue del pie. La rodilla se extiende parcialmente (hasta 20-25°).

Fase de oscilación:

- Generación de la oscilación: tras el despegue, los flexores de la cadera inician el movimiento. Se requiere suficiente flexión de rodilla y dorsiflexión de tobillo para garantizar el "*clearance*" del pie ayudado por la pelvis que se eleva ligeramente. La cadera alcanza su ángulo de máxima extensión (aproximadamente 10 -15°), y la rodilla llega a su máxima flexión (90°).
- Reversión de la oscilación: justo antes el CI, los isquiotibiales se activan en excéntrico para desacelerar la pierna, controlar la extensión de rodilla y preparar el contacto con el suelo. La cadera se encuentra en su máxima flexión a 45-50°.

Figura 3. Fases de la biomecánica de la carrera del miembro inferior.



Leyenda: Animación musculoesquelética realizada con software del miembro inferior. 1. Absorción en la fase de apoyo, 2. Generación en la fase de apoyo, 3. Generación en la fase de oscilación, 4. Reversión de la fase de oscilación, 5. Absorción en la fase de oscilación.

Fuente: Extraído de Novacheck, (1998).

El momento de despegue de los dedos depende del ritmo de carrera ya que, a más velocidad, menos tiempo de apoyo. La fase de apoyo dura entre 36 y 39% del tiempo del ciclo de carrera, y hasta 22% en esprinter. Independiente de la velocidad, se alternan momentos de aceleración (fase de generación de energía) y de deceleración (fase de absorción) (Novacheck, 1998).

Entender el ciclo de la carrera permite identificar los momentos donde se pueden crear alteraciones y favorecer la aparición de lesiones como la del síndrome de la banda iliotibial.

1.4 Etiología

Existen varias teorías en cuanto a los factores de riesgos del SBIT. La más antigua y popular, es la teoría de la fricción que describe un rozamiento de la banda fibrosa contra el epicóndilo lateral del fémur durante el movimiento de flexión-extensión, lo que provocaría irritación e inflamación crónica de los tejidos adyacentes. Generando una bursitis que se volvería dolorosa ya que está altamente innervada (Balachandar et al., 2019).

Sin embargo, otros estudios como el de Fairclough et al. (2007) refutan la teoría previa y afirman que esa fricción sería una sensación errónea debido a un cambio de tensión en las fibras anteriores y posteriores de la banda iliotibial. Apoyan la teoría de la compresión de una capa de grasa y tejido conjuntivo laxo, muy innervada y vascularizada, que separa la BIT del epicóndilo femoral lateral. Según los mismos autores, el dolor del síndrome iliotibial se debería a un mal funcionamiento de la musculatura de la cadera.

Independiente de la teoría que explicaría la causa del dolor en la zona del epicóndilo femoral lateral, el SBIT se desencadenaría tras movimientos repetidos de flexión-extensión durante actividades con muchos impactos, como la carrera. (Fairclough et al., 2007).

1.5 Signos y síntomas

El síntoma más característico del SBIT es un dolor localizado en la cara lateral de la rodilla en la zona del cóndilo lateral del fémur. Se incrementa al hacer actividades que implican la flexión extensión repetitivas de rodilla y se suele producirse entre el 20 y 30° de la flexión de rodilla (Balachandar et al., 2019).

1.6 Factores de riesgos del síndrome de la BIT

Foch y Milner (2014), recuerdan que, por sus varias funciones, es interesante examinar y entender la relación entre la biomecánica de la cadera y de la rodilla durante la carrera y el SBIT.

Según Marais et al. (2024), existen varias proposiciones de factores modificables y no modificables que podrían influir en el desarrollo de la patología del SBIT:

- FDR no modificables: una diferencia de la longitud de las piernas, la prominencia de los epicóndilos femorales laterales, la aducción de cadera, y la rotación interna de rodilla.
- FDR modificables: la debilidad de los glúteos medios, una disminución de la flexibilidad de la BIT.

En efecto, una biomecánica anómala de las extremidades inferiores como la posición de la cadera podría generar un patrón de carrera alterado y no eficiente, favoreciendo el riesgo de lesión (Louw & Deary, 2014).

1.7 Importancia de la investigación – Justificación

Dado que la proporción de corredores aumenta constantemente en el mundo con una incidencia anual del 7% al 14% y que, la incidencia del SBIT está cada vez más frecuente, resulta interesante investigar la biomecánica relacionada con este síndrome (Marais et al., 2024).

Estos conocimientos nos proporcionarían una base para orientar un tratamiento lo más adecuado posible. Esta estrategia pasa primero por saber si existen factores biomecánicos específicos que tendrían impactos en el desarrollo o en la persistencia del SBIT. Ayudará a poner el acento en los objetivos terapéuticos más relevantes: que sea en la mejora de la flexibilidad, del control neuromuscular, en la corrección de desequilibrios musculares, en el fortalecimiento específico de la musculatura de la cadera, o en la modificación del patrón de la carrera.

Teniendo en cuenta que las mujeres presentan el doble de probabilidad de sufrir de SBIT en comparación con los hombres, resulta fundamental dedicar una parte de este trabajo a las mujeres, para comprender mejor los factores implicados (Foch & Milner, 2014; Suárez Luginick et al., 2018).

Como futuras fisioterapeutas, sería interesante saber si un paciente sufriendo un SBIT debería realizar un cambio en la biomecánica de la carrera, para evitar una recaída. Teniendo en cuenta que los corredores que sufrieron una lesión por sobrecarga tienen un 50% más de posibilidades de parecer una recaída (Foch et al., 2015).

2. HIPÓTESIS

La hipótesis principal de este trabajo final de grado contempla que existiría una biomecánica de carrera alterada, caracterizada por una tensión mayor a nivel de la BIT, que daría lugar a una fuerza menor de los músculos estabilizadores de la cadera (sobre todo los abductores), y que todos contribuyeran a un cambio en la cinemática del corredor siendo afectado por el síndrome de la banda iliotibial.

La hipótesis secundaria sugiere que los cambios cinemáticos se manifestarían principalmente a nivel de la cadera con una mayor ADD, en la rodilla con un incremento de RI y en la pelvis con un desequilibrio de esta, pero no se esperarían cambios ni en el tronco, ni en el tobillo.

La tercera hipótesis plantea que las mujeres tienden a presentar estas alteraciones biomecánicas, especialmente a nivel de la fuerza muscular, y cambios de cinemática en la rodilla y en la cadera, lo que explicaría su mayor prevalencia en el sexo femenino.

3. OBJETIVOS

3.1 Objetivo principal

Por todas las razones citadas anteriormente, esta revisión bibliográfica pretende identificar los cambios biomecánicos a nivel de la función muscular y de la cinemática de carrera en los corredores que están afectados por el SBIT.

3.2 Objetivos específicos

- Determinar los cambios biomecánicos específicos que existen en comparación con los corredores sanos.
- Averiguar posibles cambios en mujeres lesionadas con un SBIT.

4. METODOLOGÍA

4.1 Diseño de estudio

Se realizó una revisión bibliográfica de la literatura científica con el fin de identificar los cambios biomecánicos que se observan durante la carrera en corredores lesionados por un SBIT.

4.2 Procedimiento de la búsqueda bibliográfica

Para efectuar una búsqueda relevante y de calidad, se formuló una pregunta mediante la estrategia PICO.

- ❖ P (población): corredores con un SBIT.
- ❖ I (intervención): evaluación biomecánica para identificar los cambios cinemáticos.
- ❖ C (comparación): con un grupo de corredores sin afectación del miembro inferior.
- ❖ O (resultado): identificación de cambios biomecánicos en corredores con SBIT.

Gracias a la metodología PICO, la pregunta de esa investigación será la siguiente: ¿Cuáles son los cambios biomecánicos observados en corredores que padecen un síndrome de la banda iliotibial?

4.3 Bases de datos y estrategia de búsqueda

Para realizar este trabajo de investigación, las bases de datos utilizadas fueron: *PubMed*, *PEDro*, *MEDLINE Complete (EBSCO)* y *SciELO*. Se emplearon palabras claves en inglés como: “*iliotibial band syndrome*”, “*running*”, “*female*”, “*biomechanic*”, combinadas mediante el operador booleano “AND”.

A través de esta estrategia, se encontraron 188 artículos: 110 en PubMed, 11 en PEDro, 43 en MEDLINE Complete y 24 en SciELO. A continuación, se aplicaron filtros para destacar los artículos que respondían de la manera más precisa a la pregunta de análisis, tomando en cuenta los criterios de inclusión y exclusión (ver Tabla 1). En PubMed, hubo 56 resultados, 6 en PEDro, 12 en MEDLINE Complete y 4 en SciELO.

Se quitaron los artículos que aparecían en varias bases de datos, es decir los duplicados y quedaron 15 en PubMed, 6 en PEDro, 2 en MEDLINE Complete y, 4 en SciELO. Para terminar, estos 27 artículos fueron analizados para seleccionar los que correspondían a los objetivos establecidos y se eligieron 5 artículos en total.

Tabla 1. Proceso de cribado con aplicación de filtros en diversas bases de datos.

Base de datos	PubMed		PEDro	MEDLINE Complete	SciELO	
Descriptores sin filtros	(Iliotibial band) AND (biomechanics) AND (running)	(Iliotibial band syndrome) AND (running) AND (female) AND (biomechanics)	Iliotibial band syndrome	(Iliotibial band) AND (biomechanics) AND (running)	Iliotibial band syndrome	Running biomechanic
Resultados sin filtros	70	40	11	43	8	16
Filtros aplicados	Inglés, español. ≥ 2015		≥ 2015	18 años o más. Inglés. ≥ 2015	Inglés, español. ≥ 2015	
Resultados con filtros	36	20	6	12	2	2
Sin los duplicados	15		6	2	2	2
Elegidos	5		0	0	0	0

Fuente: Elaboración propia.

Dentro los 5 artículos elegidos, se incluyen 4 estudios observacionales transversales y 1 estudio de intervención con un grupo control.

Posteriormente, las referencias de los artículos seleccionados y los de la introducción fueron analizadas para identificar posibles artículos relevantes para la revisión bibliográfica, y se añadió un nuevo estudio observacional transversal que aparecía en los artículos de Marais et al. (2024) y Mousavi et al. (2019). Finalmente, no se seleccionó ninguna revisión bibliográfica, sistemática o metaanálisis. El total de estudios incluidos en la revisión fue de 6 artículos.

4.4 Criterios de inclusión y exclusión

A continuación, se detallan los criterios de inclusión:

- Idioma: inglés, español, francés.
- Fecha de publicación entre 2015 y 2025.
- Corredores de más de 18 años.
- Corredores con un SBIT actual (dolor en los últimos 6 meses).
- Para los ensayos clínicos una escala de PEDro de mínimo 4/10.

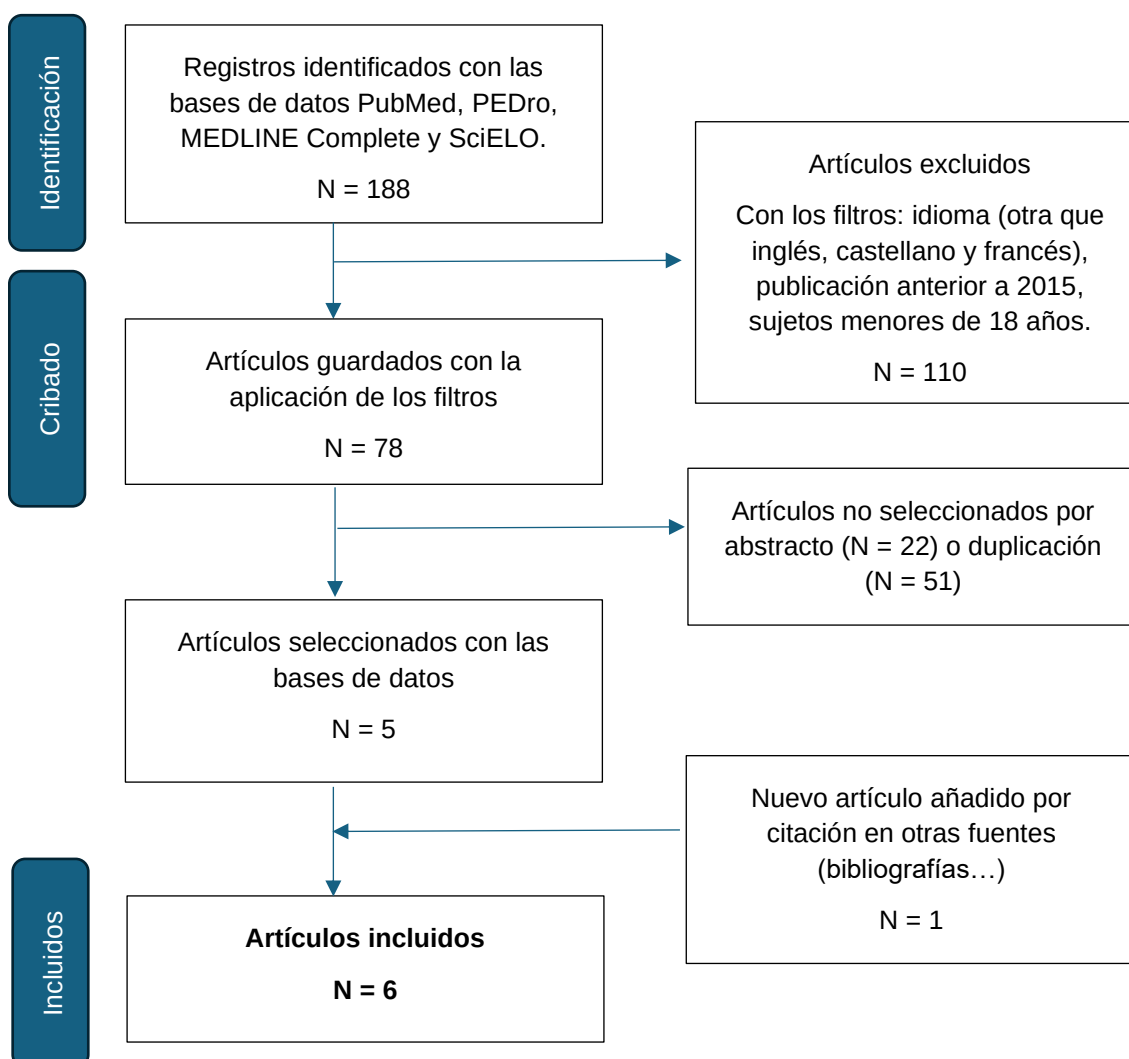
Los criterios de exclusión fueron los siguientes:

- Artículos que se repiten entre las diferentes bases de datos.
- Artículos que incluyen a pacientes con otra patología además del SBIT.
- Artículos con cadáveres.
- Revisiones bibliográficas, sistemáticas y metaanálisis.

4.5 Selección de los artículos y extracción de datos

Tras haber filtrado, leído y elegido los artículos encontrados con las bases de datos, se ha incluido los artículos que cumplen los criterios de inclusión y exclusión citados en el apartado 4.4. El diagrama PRISMA (ver **Figura 4**) describe el proceso de elección desde las bases de datos hasta la inclusión de los 6 artículos.

Figura 4. Diagrama de flujo PRISMA del proceso de selección de los artículos.



Fuente: Elaboración propia.

4.6 Evaluación de la calidad metodológica y del riesgo de sesgo

El primer criterio de elegibilidad: 1. criterio de selección, no se incluye en la puntuación de la escala PEDro (ver **ANEXO 1**).

Además, hay que señalar que muchos de los artículos incluidos presentan ausencia de aleatorización y de cegamiento.

Tabla 2. Escala PEDro de los estudios observacionales seleccionados.

Artículos	1. Criterios de selección	2. Asignación aleatoria	3. Asignación oculta	4. Grupos similares	5. Sujetos segados	6. Terapeutas segados	7. Evaluadores segados	8. Seguimiento adecuado	9. Intención de tratar	10. Comparación entre grupos	11. Variabilidad y puntos estimados	PUNTUACIÓN
Baker et al. (2018)	Si	No	No	Si	No	No	No	Si	No	Si	Si	4/10
Foch et al. (2015)	Si	No	No	Si	No	No	No	Si	No	Si	Si	4/10
Friede et al. (2020)	Si	No	No	No	No	No	No	Si	Si	Si	Si	4/10
Hamstra- Wright et al. (2020)	Si	No	No	Si	No	No	No	Si	No	Si	Si	4/10
Phinyomark et al. (2015)	Si	No	No	Si	No	No	No	Si	No	Si	Si	4/10
Suárez Luginick et al. (2018)	Si	No	No	Si	No	No	No	Si	No	Si	Si	4/10

Fuente: Elaboración propia.

4.7 Variables del estudio

Se analizaron las variables siguientes:

- Rigidez de la BIT,
- Fuerza y activación muscular,
- Patrón de la carrera del tronco y del miembro inferior con los ángulos máximos alcanzados en los 3 planos de movimientos (frontal, sagital y transversal).

5. RESULTADOS

5.1 Características de los estudios analizados

Se elaboró una tabla para sintetizar las características de los estudios elegidos (ver **Tabla 3**).

Los artículos de Foch et al. (2015) y Hamstra-Wright et al. (2020) estudiaron solo las mujeres y entonces compararon las corredoras con un SBIT a corredoras no lesionadas.

Los estudios de Friede et al. (2020), Suárez Luginick et al. (2018) y Baker et al. (2019), enfrentaron corredores de sexo mixto con SBIT contra sujetos sanos. Por otra parte, el estudio de Suárez Luginick et al. (2018) analizaron los hombres y los mujeres por separado según su sexo: hombres con SBIT contra hombres sanos y mujeres con SBIT contra mujeres sanas.

Al final, Phinyomark et al. (2015) compararon los corredores afectados por un SBIT según el sexo (pero sin mezclar en un mismo grupo los hombres y mujeres). Además, es el único artículo de esa revisión bibliográfica que confronta explícitamente las mujeres lesionadas con los hombres lesionados por un SBIT.

Tabla 3. Características de los estudios observacionales analizados.

Autores y año de publicación	Tipo de estudio	Participantes	Variables estudiadas	Herramientas utilizadas	Conclusiones
Baker et al. (2018)	Estudio Observacional Transversal	30 corredores divididos en 2 grupos: - 15 SBIT: 7 mujeres y 8 hombres, - 15 controles: 7 mujeres y 8 hombres.	- Activación muscular. - Cinemática del plano frontal de la cadera y de la rodilla en fase de apoyo.	- Sistema de electromiografía (EMG) DelSys Trigno 366. - 10 cámaras Vicon MX T-20. - Cinta de correr durante 30 minutos.	- Aumento de la aducción de rodilla en SBIT. - Activación mayor del TFL que sería una compensación en SBIT.
Foch et al. (2015)	Estudio Observacional Transversal	27 mujeres divididas en 3 grupos: - 9 con SBIT actual, - 9 con anterior SBIT, - 9 casos controles.	- Rigidez de la BIT. - Fuerza muscular de los abductores. - Cinemática del tronco, de la pelvis, cadera y rodilla en fase de apoyo.	- Inclínometro. - Dinamómetro de mano. - 9 videocámaras digitales 3D Vicon (Vicon, Oxford Metrics, Centennial, CO). - 1 plataforma de fuerza (AMTI, Inc., Watertown, MA). - Pista de correr (17 metros).	- Mayor inclinación homolateral de tronco que podría ser una consecuencia del SBIT. - Una menor aducción de la cadera y correr con el tronco más vertical puede ser una estrategia compensatoria para disminuir el dolor.
Friede et al. (2020)	Estudio Observacional Transversal	28 corredores (hombres y mujeres) divididos en 2 grupos: - 14 SBIT, - 14 controles.	- Rigidez de la BIT. - Fuerza muscular de la cadera con contracción voluntaria máxima isométrica.	- Elastografía por ondas de corte (SWE) de la zona distal del TFL y del GM. - Dinamómetro de mano.	- No diferencia para la rigidez del BIT. - Se cuestiona la hipótesis de que la rigidez de la BIT sería el principal factor provocativo del SBIT.
Hamstra-Wright et al. (2020)	Estudio Observacional Transversal	18 mujeres divididos en 2 grupos: - 9 con SBIT, - 9 casos controles.	- Fuerza muscular. - Cinemática de la cadera y de la rodilla en los 3 planos de movimiento durante la fase de apoyo.	- Dinamómetro de mano. - 1 videocámara digitales Vicon Bonita con 13 marcadores. - Cinta de correr.	- Cinemática de la carrera alterada en las articulaciones de cadera y rodilla en comparación con los casos controles. - No se demostraron diferencias en la fuerza muscular de la cadera.

Phinyomark et al. (2015)	Estudio Observacional Transversal	96 corredores divididos en 2 grupos: - 48 con SBIT: 29 mujeres y 19 hombres, - 48 controles: hombres y mujeres.	Cinemática de las 3 articulaciones del miembro inferior en los 3 planos de movimiento durante el ciclo de carrera completo (fase de apoyo y de oscilación).	- 8 videocámaras digitales de alta velocidad (MX3/Nexus, Vicon, Oxford, UK). - Cinta de correr.	- El aumento de ADD de cadera podría ser un FDR para desarrollar un SBIT en mujeres. - Las mujeres tienen un patrón cinemático significativamente diferente de los hombres con una mayor RE de cadera. - Las mujeres con SBIT tienen cambios en el plano transversal de cadera con una mayor RE. - Los hombres con SBIT tienen diferencias en el plano transversal de tobillo.
Suárez Luginick et al. (2018)	Estudio Observacional transversal	60 corredores en 4 grupos: - 15 hombres con SBIT, - 15 mujeres con SBIT, - 15 hombres controles, - 15 mujeres controles.	Cinemática de la pelvis y de las 3 articulaciones del miembro inferior en los 3 planos de movimiento durante el ciclo de carrera completo (fase de apoyo y de oscilación).	- 6 cámaras Vicon de infrarrojos (Vicon, Oxford Metrics, Centennial, CO) con 18 marcadores. - 2 plataformas de fuerza Kistler. - Pista plana de 5x15 metros.	- Durante la carrera, los corredores con SBIT mostraron menor flexión de rodilla, menos ángulo de varo y una menor rotación de cadera en comparación con los controles. - No se vio diferencia significativa en la ADD de cadera, en la RI de tibia y en el pie. - Las alteraciones cinemáticas varían según el género.

Fuente: Elaboración propia.

Con el objetivo de facilitar la comprensión de los resultados, se elaboró una tabla que recopila las variables presentadas por cada autor, indicando si los resultados fueron significativos o no (ver **ANEXO 2**).

5.2 Análisis de los datos de la rigidez de la cintilla iliotibial

Friede et al. (2020), analizaron la rigidez de la BIT mediante la elastografía por ondas de corte en 17 sujetos afectados por la SBIT y en 10 sujetos sanos que pertenecían al grupo control. Se trata de una técnica de imagen que emite un ultrasonido para facilitar el estudio in vivo de las propiedades mecánicas de los tejidos. Se utiliza para evaluar la elasticidad o rigidez de los tejidos blandos (como músculos, tendones o ligamentos) de manera no invasiva. Permite analizar como los tejidos responden a pequeñas vibraciones mediante la velocidad de propagación de la onda creando un mapa de velocidad en tiempo real. Se pueden detectar cambios patológicos, evaluar lesiones musculoesqueléticas o bien monitorizar la evolución y ver si un tratamiento es eficaz. En el estudio se observó que la rigidez de la BIT no era significativamente alta en paciente con SBIT. A contrario, los datos extraídos de la elastografía por ondas de corte muestran una velocidad de propagación significativamente mayor en el TFL en el grupo control, lo que se puede traducir por una tensión del TFL mayor.

Por otra parte, Foch et al. (2015), analizaron la flexibilidad de la BIT, y observaron que ese parámetro era menor en las corredoras con SBIT ($p = 0,004$).

5.3 Componentes musculares de la cadera

5.3.1 Activación muscular en la cadera

Se encontró que el TFL tenía una activación significativamente mayor a los 3 minutos en el grupo SBIT que en el grupo control. Pero no se vio diferencia a los 30 minutos. También había un aumento de la activación para el Gm y GM, pero no era significativo (Baker et al., 2018).

5.3.2 Fuerza muscular en la cadera

Friede et al. (2020), midieron la fuerza máxima isométrica entre pacientes con SBIT y sujetos sanos. Obtuvieron una diferencia significativa entre los 2 grupos ($p < 0,001$). Los valores eran inferiores en todas las medidas para el grupo de lesionados, que sea en ADD ($p = 0,001$), RI ($p < 0,001$), RE ($p < 0,001$) y ABD ($p < 0,001$). Constan una diferencia de - 40% para los valores de Contracción Voluntaria Máxima (MVC) de abducción y de - 38% de los MVC de rotación externa. Sin embargo, las ratios entre RI/RE, ABD/ADD no tenían diferencias significativas.

A contrario, Hamstra-Wright et al. (2020) no encontraron diferencias en la fuerza de ADD y ABD isométrica de cadera, y tampoco en la ratio ADD/ABD en los sujetos afectados por el SBIT en comparación con los sanos.

Del mismo modo, Foch et al. (2015) no demostraron diferencias significativas para la fuerza de ABD isométrica entre el grupo control y mujeres con SBIT.

5.4 Patrón de carrera

La cinemática de la carrera incluye los segmentos siguientes: tronco, pelvis, cadera, rodilla y tobillo. El análisis *Waveform*, permite observar el ángulo articular durante un movimiento completo.

5.4.1 Flexión ipsilateral de tronco

Existe una flexión ipsilateral de tronco más importante en las corredoras con SBIT que en las mujeres del grupo control durante la fase de apoyo (ver **Tabla 4**) (Foch et al., 2015).

5.4.2 Cinemática de la pelvis

Según Foch et al. (2015), no hay diferencias significativas en la caída de la pelvis contralateral entre los 2 grupos femeninos (ver **Tabla 4**).

Tabla 4. Características biomecánicas analizadas durante las pruebas de carrera.

Mean (standard deviation) of peak joint and segment biomechanics during the stance phase of overground running in runners with current iliotibial band syndrome (ITBS), previous ITBS, and controls. Moment is expressed as internal moment. *P* value indicates the main effect of group.

	Current ITBS	Previous ITBS	Controls	<i>P</i> value
Trunk ipsilateral flexion (°)	5.6 (1.5) ^{α,β}	3.8 (1.5) ^α	3.3 (1.6) ^β	0.011
Contralateral pelvic drop (°)	-6.7 (2.8)	-4.8 (3.3)	-6.1 (1.7)	0.332
Hip abductor moment (Nm·(kg m) ⁻¹)	-1.2 (0.2)	-1.2 (0.2)	-1.3 (0.2)	0.278
Hip adduction angle (°)	16.6 (2.5) ^α	13.4 (3.2) ^{α,β}	16.6 (1.9) ^β	0.020
Knee internal rotation (°)	3.9 (6.4)	5.9 (6.4)	3.2 (5.4)	0.598

^{α,β} Significant difference between the two groups indicated.

Fuente: Extraída de Foch et al. (2015).

Por otra parte, se ha visto que hay una mayor anteversión de la pelvis en sujetos con un SBIT con efecto de tamaño grande y sobre todo se ve aumentado en hombres. El índice de Cohen (que se anota *d*) permite medir el efecto de tamaño y como de relevante es la diferencia entre 2 grupos (Suárez Luginick et al., 2018).

5.4.3 Cinemática de la cadera

El artículo de Hamstra-Wright et al. (2020) que estudia solamente mujeres, observó una mayor ADD de cadera en el grupo de casos con un SBIT contra el grupo control ($p < 0,001$) durante el contacto. También se observó una disminución de la RI de la cadera al final del apoyo. En este caso el índice Cohen es superior a 0,8, lo que significa que el efecto de tamaño es grande. No se observó diferencia en el plano sagital. Relató también que el ángulo máximo alcanzado en ABD es menor en las corredoras lesionadas que en las mujeres sanas.

Tanto en los corredores hombres como mujeres del grupo con SBIT, el artículo de Suárez Luginick et al. (2018), mostró igualmente una RI de cadera disminuida, esta vez con un tamaño de efecto moderado ya que es superior a 0,5 ($d = 0,65$) en comparación con los corredores no lesionados. En el plano frontal, los resultados no fueron significativos ni entre el grupo SBIT y el grupo control mixto, ni entre los hombres. Pero, se vio diferencias significativas en las mujeres lesionadas en la fase de propulsión a favor de una mayor ADD de cadera. El análisis del plano sagital no reveló alteraciones relevantes en los parámetros de flexión y extensión.

Phinyomark et al. (2015), analizaron también la cinemática de la carrera, haciendo la diferencia entre sujetos con y sin SBIT, y enfrentando hombres contra mujeres lesionados. Se observó diferencias significativas en el plano transversal a favor de una mayor RE en los grupos con SBIT, tanto durante la fase de apoyo que durante la fase de oscilación. Si el efecto de tamaño es mediano en los hombres ($d = 0,53$), es grande en las mujeres ($d = 0,89$). En los planos frontal y sagital, no se observó diferencia significativa.

Enfocándose en las corredoras con un SBIT actual, Foch et al. (2015) observaron diferencias significativas solo en la aducción de cadera, la cual era mayor.

A contrario de los autores anteriores, Baker et al. (2018), no demostraron un aumento de la aducción de cadera entre los grupos SBIT y control.

5.4.4 Cinemática de la rodilla

Hamstra-Wright et al. (2020) observaron que, en el plano transversal, durante la fase de apoyo, había más rotación interna de rodilla en las 2 piernas de las mujeres con un SBIT que en las corredoras controles ($p = 0,02$). En el plano sagital, durante el despegue, había más flexión de rodilla en el lado afectado en el grupo SBIT que en el grupo control ($p = 0,03$). En el plano frontal, había más ABD de rodilla en el grupo con SBIT que en el grupo control, aunque no obtuvieron resultados significativos. En este mismo plano, Baker et al. (2018) demostraron un aumento significativo de la ADD de rodilla en el grupo de SBIT a los 30 minutos de correr, pero no a los 3 minutos.

En cuanto a la RI, Foch et al. (2015) están en desacuerdo con los resultados de Hamstra-Wright et al. (2020), ya que no encontraron un aumento significativo de este parámetro.

De su lado, Suárez Luginick et al. (2018), encontraron menos ángulo de flexión de rodilla en el CI de los sujetos con SBIT contra los casos controles, así como en mujeres con SBIT frente a corredoras sanas. Observaron también diferencias durante la fase de apoyo entre sujetos con SBIT y sanos, y en los grupos comparando los hombres. En la fase de oscilación, se encontró diferencias en hombres y además se registró un ángulo de varo menor en sujetos con SBIT frente a controles sanos y entre hombres.

Phinyomark et al. (2015), observaron una tendencia hacia la significación estadística en los 3 planos de movimientos en las mujeres con SBIT en comparación con mujeres sanas, aunque no alcanzó el umbral convencional de $p < 0,5$. Se observó más flexión con un tamaño del efecto moderado ($d = 0,64$), durante el 99-100% del ciclo de la carrera. En el plano frontal, hay una mayor ADD con un tamaño del efecto también moderado ($d = 0,55$) durante el 36% de la carrera. Y, para terminar, hay mayor RI de rodilla con un tamaño del efecto moderado ($d = 0,50$) durante un 6-7% del ciclo de la carrera. En el grupo masculino, se observó una tendencia hacia diferencias clínicamente relevantes en el plano sagital con una mayor flexión de rodilla con un tamaño del efecto moderado ($d = 0,67$) durante el 76-93% de la carrera. Asimismo, en el plano frontal, se observó un aumento de la abducción con un tamaño del efecto ($d = 0,52$) entre el 79-86% de la fase de la carrera. Sin embargo, no se observó diferencia significativa en el plano transversal.

5.4.5 Cinemática del tobillo

Phinyomark et al. (2015) observaron que los corredores masculinos con SBIT presentaron diferencias significativas en los patrones cinemáticos del tobillo del plano transversal, en comparación con los sujetos sanos, tanto durante la fase de apoyo que la fase de oscilación. Las diferencias estadísticamente significativas (valor de p ajustado a $p < 0,05$) se encontraron solo para los ángulos de RI de tobillo entre los hombres lesionados y no lesionados (en el 70–72% del ciclo de la carrera), con efecto de tamaño grande.

A contrario, Suárez Luginick et al. (2018) no observaron diferencia significativa en la cinemática del pie durante la carrera en ningún plano y ningún grupo.

6. DISCUSIÓN

El objetivo de este trabajo consiste en realizar una revisión sobre los cambios en la biomecánica de la carrera que estarían asociados con el síndrome de la banda iliotibial. Las hipótesis se basan en que los músculos de la cadera estarían más debilitados en los corredores con SBIT y que presentarían una cinemática de carrera alterada. Asimismo, se suponía que las mujeres serían más propensas a presentar cambios biomecánicos al nivel de la cadera y de la rodilla. Los resultados anteriormente comentados mostraron alteraciones en la biomecánica de la carrera en las personas lesionadas por un SBIT.

La hipótesis de este trabajo pretendía demostrar como influiría el déficit de fuerza de la cadera en corredores afectados por el SBIT, sobre todo en mujeres. Contrariamente a la hipótesis planteada, no se encontraron datos significativos en mujeres con el estudio de Foch et al. (2015) para la ABD, ni en el de Hamstra-Wright et al. (2020) para la ABD y la ADD. Al contrario, Friede et al. (2020) encontraron una diferencia significativa y eso en todos los planos, con diferencias hasta menos 40% para la MVC de los abductores y menos 38% para la MCV de los rotadores externos. Se ha de señalar que esa diferencia se valoró entre un grupo de corredores mixto con un SBIT mayores de unos 5,4 años al grupo control (33 años de media contra 27 años). Friede et al. (2020) recuerda que la fuerza muscular alcanza su punto máximo al principio de la segunda década de vida y se mantiene hasta los treinta años antes de disminuir poco a poco. Además, este artículo es el primero en medir la fuerza de los músculos que realizan la RI y la ADD constando una disminución del 25% de la MVC de aducción y de una disminución del 28% de la MVC de rotación interna, sin diferencia significativa entre la pierna lesionada y la sana. Suárez Luginick et al. (2018) expusieron que esa debilidad en los aductores de cadera podría estar en relación con el aumento de valgo visto en su estudio. En resumen, la literatura científica presenta resultados contradictorios respecto a este tema, pero parece mostrar que las mujeres no presentan la debilidad muscular esperada que planteaba la hipótesis.

Con respecto a la cinemática a nivel de la cadera, la hipótesis que se formuló pretendía demostrar cómo podría estar alterada mayoritariamente en la aducción y en el sexo femenino. En efecto, el movimiento más comentado en la cinemática es el de ADD sobre la cual actúa la BIT. El estudio de Hamstra-Wright et al. (2020), llegó a la conclusión de que hay un mayor ángulo de ADD de cadera en mujeres con un SBIT. Sumando este parámetro a una mayor RI de rodilla explicaría el aumento de la tensión de la BIT, lo que podría ser un factor patológico contribuyente según esos autores. Al contrario, los artículos de Foch et al. (2015), Baker et al. (2018) y Phinyomark et al. (2015) no encontraron resultados significativos en los ángulos de ADD de cadera y cada uno presenta su propia explicación al respecto. Foch et al. (2015) justifica ese resultado por el aumento de la inclinación de tronco que permitiría estabilizar la pelvis. Sería un movimiento compensatorio utilizado por los corredores lesionados por un SBIT, evitando así un cambio en la cinemática del movimiento de ADD de cadera. Por otro lado, el artículo de Baker et al. (2018) razona que el hecho de que la muestra no esté compuesta exclusivamente por mujeres podría apoyar la teoría de que la alteración de la cinemática varía según el género, siendo los cambios más importantes en mujeres. Pero, Phinyomark et al. (2015) no observaron una tendencia hacia una disminución del ángulo de ADD entre los corredores con un SBIT y los casos controles (tanto para los hombres que para las mujeres). Sin embargo, este mismo artículo encontró un ángulo de ADD mayor en las mujeres lesionadas por un SBIT en comparación con los hombres lesionados lo que podría indicar porque las mujeres son más propensas a padecer un SBIT. También justificó el aumento de ángulo de ADD en mujeres como una estrategia compensatoria para limitar la tensión en la banda iliotibial (Phinyomark et al., 2015). En la misma línea, el artículo de Suárez Luginick et al. (2018) encontró diferencia en el ángulo de ADD de cadera durante la propulsión para los grupos comparando especialmente las mujeres lesionadas y las controles, pero no en la comparación de los grupos

SBIT y control (incluyendo tanto hombres como mujeres). Solo Hamstra-Wright et al. (2020), Phinyomark et al. (2015) y Suárez et al. (2018) estudiaron movimientos de cadera en otros planos. Hamstra-Wright et al. (2020), observó resultados significativos a favor de una menor RI de cadera para las corredoras del grupo SBIT contra las corredoras sanas al final de la fase de apoyo. Suárez et al. (2018) relataron lo mismo en grupos de sexo mixto. Como nuevo hallazgo, Phinyomark et al. (2015) encontraron resultados significativos a favor de un ángulo de RE mayor para las corredoras con SBIT en comparación con las mujeres del grupo control, que no fue comentado en los otros artículos de esa revisión. En el plano sagital de la cadera, los estudios de Hamstra-Wright et al. (2020), Phinyomark et al. (2015) y Suárez Luginick et al. (2018), que estudiaron los movimientos de flexión y extensión de cadera, no encontraron diferencias.

A continuación, se pretendió revisar los cambios cinemáticos de rodilla lo que daría lugar a la siguiente hipótesis: podría existir un aumento de RI y especialmente en mujeres. Como se comentó anteriormente, los estudios tuvieron resultados muy dispares. Baker et al. (2018), encontraron una ADD de rodilla a los 30 minutos de carrera y un aumento de la activación del TFL a los 3 minutos. Pero admite que la activación del TFL en los 3 primeros minutos de carrera no explicaría el aumento de la ADD de rodilla que se observó tras 30 minutos. Porque si hubiera una compensación muscular, la activación debería mantenerse en el tiempo hasta los 30 minutos y también tendría que haber una acción mayor del GM y del Gm. Entonces, señala que otros factores podrían contribuir en la alteración de la cinemática como la diferencia de género. Este artículo sugiere que podría estar relacionado con una especificidad del sexo femenino, teniendo en consideración que no hace la diferencia entre hombres y mujeres. Sin embargo, el artículo de Phinyomark y al. (2015) reportó un aumento de la ADD y el de Hamstra-Wright y al. (2020) un aumento de ABD, aunque esos cambios no eran suficientemente importantes para ser significativos en mujeres. Por otra parte, Hamstra-Wright et al. (2020) observaron de manera significativa más RI y flexión en corredoras con SBIT en comparación con sujetos sanas. El artículo de Phinyomark et al. (2015) aunque no obtuvo diferencia significativa en estos parámetros, tendía a observar también más RI y flexión en las mujeres con SBIT. Suárez Luginick et al. (2018), también observaron más flexión de rodilla en hombres y mujeres con SBIT según la fase. Sin embargo, estos 2 estudios entran en contradicción con el trabajo de Foch et al. (2015) que no encontró diferencias significativas en RI máxima de la rodilla entre las corredoras con y sin SBIT. Estas diferencias se podrían explicar por la técnica de medición usada en el estudio de Foch et al. (2015), que puede tener errores de medición.

A nivel de la articulación del pie, el único resultado significativo encontrado en esa revisión es el ángulo de RI de tobillo mayor en los hombres con SBIT contra los corredores sanos (Phinyomark et al., 2015). Viendo las pocas ocurrencias de datos significativos para el tobillo, no se pueden sacar conclusiones en la implicación del tobillo en el SBIT. En cuanto a las mujeres, ningún dato parece indicar un cambio de la cinemática en esa articulación.

Se pensaba que habría un aumento de la rigidez en los sujetos afectados por el SBIT. Los estudios muestran resultados heterogéneos respecto a la rigidez de la BIT.

Considerando el modelo de compresión, la tensión de la cintilla iliotibial debería constituir un factor de riesgo en el SBIT. Esto coincide con los hallazgos de Foch et al. (2015), que encontraron que existe menos flexibilidad en los corredores con SBIT. Además, explicaron que habría un vínculo estrecho entre la tensión de la BIT y la flexión de tronco ya que la BIT contribuye en el mantenimiento de la alineación pélvica. Si la función de la BIT se ve afectada por un SBIT, podría alterar el control de la pelvis y por consecuencia, el del tronco, provocando un aumento de la flexión ipsilateral de ese mismo. Fue demostrado en ese estudio, que evidenció más flexión ipsilateral de tronco, aunque no se encontró diferencia para la caída de la pelvis, entonces, esa caída podría no estar relacionada con el SBIT. No obstante, el sentido de la relación causa-efecto sigue siendo incierta y existen 2 hipótesis. Por un lado, una BIT rígida podría provocar una mayor flexión ipsilateral de tronco. Por otro lado, la flexión de tronco podría interpretarse como una estrategia compensatoria para aflojar la BIT y reducir su tensión (Foch et al., 2015). Pero, el estudio de Friede et al. (2020) demostró lo contrario encontrando que hasta el grupo control tenía más tensión en la BIT que el grupo con SBIT. Una posible explicación sería que se produzca una disminución de la activación neural del TFL cuando haya un SBIT para reducir la tensión en reposo y así mantener el tono de la BIT dentro de los límites fisiológicos (Friede et al., 2020). Otra perspectiva para explicar más tensión en la BIT es la de Hamstra-Wright et al. (2020) visto más arriba.

Limitaciones del trabajo y futuras líneas de investigación

Los artículos no siempre se enfocan en los mismos aspectos, además reproducir las mismas condiciones experimentales resulta complejo, lo que dificulta la comparación entre estudios y la interpretación de sus conclusiones. Además, las muestras son pequeñas (siempre inferior a 100 sujetos), y las conclusiones a veces contradictorias, lo que no favorece la extrapolación de los datos.

No todos los artículos analizan la integralidad del ciclo de la carrera y sus dos fases.

Hay que tomar en cuenta que las medidas de la fuerza muscular de los 3 estudios fueron tomadas con un dinamómetro manual, lo que no refleja adecuadamente las demandas dinámicas de la musculatura de la cadera durante la carrera y no son tan fiables y reproducibles que con una máquina isocinética (Foch et al., 2015; Friede et al., 2020; Hamstra-Wright et al., 2020).

Muchos estudios no analizan los datos por separado de los hombres y de las mujeres mientras que se ha visto que el género tiene su importancia, primero en la anatomía de base, y segundo en la fisiología, que impactan tanto el patrón de carrera que el rendimiento deportivo en general. Además, pocos estudios enfrentan los datos de las mujeres y de los hombres.

No se permite establecer con certeza si los factores identificados son desencadenantes del SBIT o si, al contrario, el SBIT generaría adaptaciones en la cinemática de la carrera. En efecto, sería interesante averiguar si estos cambios biomecánicos durante la carrera ya existían antes de la lesión o si son estrategias compensatorias de ella, como lo desarrollan los artículos de Foch

et al. (2015), y de Friede et al. (2020). Harían falta estudios prospectivos para evaluar las variables y calificarlas como factores de riesgos. Por ejemplo, Baker et al. (2018) estudian la cinemática a 3 minutos y a 30 minutos de carrera, sería interesante profundizar estos datos y ver las posibles evoluciones a lo largo del tiempo de carrera con el efecto de la fatiga.

Para terminar, la escasez de estudios, la falta de resultados significativos y los efectos de tamaño pequeño dificultan la obtención de conclusiones sólidas.

7. CONCLUSIÓN

El objetivo principal de este trabajo final de grado era identificar los posibles cambios biomecánicos que pueden ocurrir en los corredores afectados por el síndrome de la banda iliotibial. A través de esta revisión bibliográfica, se estudiaron varios artículos cuyo tema eran la rigidez de la banda iliotibial, la función muscular de la cadera y la cinemática de tronco, pelvis, rodilla, cadera y tobillo.

El primer objetivo específico, consistía en determinar los cambios biomecánicos que se encontraban en corredores afectados por un SBIT en relación con corredores sanos. Los datos recopilados respaldan la idea de que el SBIT no solo está relacionado con tensión en la cintilla iliotibial, sino también con alteraciones en la cinemática de la carrera y diferencia en la función muscular. Los hallazgos significativos obtenidos, independientemente del sexo fueron:

- Mayor flexión ipsilateral de tronco.
- Mayor anteversión de la pelvis.
- Menor fuerza en RI y RE de la musculatura de la cadera.
- Mayor activación del TFL a los 3 minutos.
- Mayor ángulo de RE de cadera.
- Cambios en los ángulos de RI de tobillo.

Estos resultados deben interpretarse con cuidado, ya que provienen de un número limitado de estudios y se necesitarían más investigaciones. En cambio, en los parámetros donde existen más estudios, los resultados no son tan concluyentes. No obstante, se observan ciertas tendencias como variaciones en la flexión de rodilla, en la ABD y ADD de cadera, así como un menor ángulo RI cadera.

Respecto al segundo objetivo que pretendía analizar si existían diferencias en las mujeres, parece haber patrones diferenciados que explicarían su mayor prevalencia en el género femenino. Se observa una mayor rigidez de la BIT, mayor flexión ipsilateral de tronco, menor ángulo de ABD, cambios en flexión de rodilla, pero no hay una mayor debilidad de la musculatura de la cadera. Aunque estos cambios podrían asociarse a cambios específicos de este género, hay que tomarlos con cuidado porque la diferencia entre sexos no fue analizada en todos los estudios. Lo que limita la posibilidad de establecer comparaciones sólidas y complica la extracción de conclusiones claras.

En relación con ambos objetivos planteados, se han extraídos los datos sin considerar una fase específica del ciclo de la carrera, lo que podría contribuir a las contradicciones encontradas, y sugiere que la biomecánica del SBIT es compleja y multifactorial.

En calidad de futuras fisioterapeutas, esta revisión bibliográfica y las diferencias a favor del género sugieren la importancia de individualizar el tratamiento de la rodilla del corredor considerando las particularidades biomecánicas específicas de cada género. A pesar de las conclusiones inconsistentes, la función muscular se debe valorar para detectar cualquier tensión excesiva de la banda iliotibial, déficit de fuerza o activación neuromuscular, y por consiguiente valorar la cinemática de la carrera.

En conclusión, aunque en la literatura estudiada se observó tendencias biomecánicas asociadas al síndrome de la banda iliotibial, no se puede definir un patrón biomecánico universal que pueda favorecer esta lesión. Además, teniendo en cuenta los datos obtenidos, haría falta realizar más estudios con una metodología homogénea, y una comparación entre sexos para conocer mejor el patrón biomecánico.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aderem, J., & Louw, Q. A. (2015). Biomechanical risk factors associated with iliotibial band syndrome in runners: A systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 16(1), 356. <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0808-7>
- Baker, R. L., Souza, R. B., Rauh, M. J., Fredericson, M., & Rosenthal, M. D. (2018). Differences in Knee and Hip Adduction and Hip Muscle Activation in Runners With and Without Iliotibial Band Syndrome. *PM&R*, 10(10), 1032-1039. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2018.04.004>
- Balachandar, V., Hampton, M., Riaz, O., & Woods, S. (2019). Iliotibial Band Friction Syndrome: A Systematic Review and Meta-analysis to evaluate lower-limb biomechanics and conservative treatment. *Muscle Ligaments and Tendons Journal*, 09(01), 181. <https://doi.org/10.32098/mltj.02.2019.05>
- Calais-Germain, B. (2012). *Anatomía Para El Movimiento—Tomo I. Introducción al análisis de las técnicas corporales*.
- Fairclough, J., Hayashi, K., Toumi, H., Lyons, K., Bydder, G., Phillips, N., Best, T. M., & Benjamin, M. (2006). The functional anatomy of the iliotibial band during flexion and extension of the knee: Implications for understanding iliotibial band syndrome. *Journal of Anatomy*, 208(3), 309-316. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2006.00531.x>
- Fairclough, J., Hayashi, K., Toumi, H., Lyons, K., Bydder, G., Phillips, N., Best, T. M., & Benjamin, M. (2007). Is iliotibial band syndrome really a friction syndrome? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 10(2), 74-76. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.05.017>
- Flato, R., Passanante, G. J., Skalski, M. R., Patel, D. B., White, E. A., & Matcuk, G. R. (2017). The iliotibial tract: Imaging, anatomy, injuries, and other pathology. *Skeletal Radiology*, 46(5), 605-622. <https://doi.org/10.1007/s00256-017-2604-y>
- Foch, E., Aubol, K., & Milner, C. E. (2020). Relationship between iliotibial band syndrome and hip neuromechanics in women runners. *Gait & Posture*, 77, 64-68. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.12.021>
- Foch, E., & Milner, C. E. (2014). The influence of iliotibial band syndrome history on running biomechanics examined via principal components analysis. *Journal of Biomechanics*, 47(1), 81-86. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.10.008>
- Foch, E., Reinbolt, J. A., Zhang, S., Fitzhugh, E. C., & Milner, C. E. (2015). Associations between iliotibial band injury status and running biomechanics in women. *Gait & Posture*, 41(2), 706-710. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.01.031>

- Friede, M. C., Klauser, A., Fink, C., & Csapo, R. (2020). Stiffness of the iliotibial band and associated muscles in runner's knee: Assessing the effects of physiotherapy through ultrasound shear wave elastography. *Physical Therapy in Sport*, 45, 126-134. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.06.015>
- Hamstra-Wright, K. L., Jones, M. W., Courtney, C. A., Maignel, D., & Ferber, R. (2020). Effects of iliotibial band syndrome on pain sensitivity and gait kinematics in female runners: A preliminary study. *Clinical Biomechanics*, 76, 105017. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.105017>
- Louw, M., & Deary, C. (2014). The biomechanical variables involved in the aetiology of iliotibial band syndrome in distance runners – A systematic review of the literature. *Physical Therapy in Sport*, 15(1), 64-75. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2013.07.002>
- Marais, J. V., Jansen Van Rensburg, A., Schwellnus, M. P., Jordaan, E., & Boer, P. (2024). Risk factors associated with a history of iliotibial band syndrome (hITBS) in distance runners: A cross-sectional study in 76 654 race entrants – a SAFER XXXIII study. *The Physician and Sportsmedicine*, 52(6), 568-578. <https://doi.org/10.1080/00913847.2024.2341607>
- Organización Mundial de la Salud. (2024). <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/physical-activity>
- PEDro. (2020). Escala PEDro - PEDro. <https://pedro.org.au/spanish/resources/pedro-scale/>
- Phinyomark, A., Osis, S., Hettinga, B. A., Leigh, R., & Ferber, R. (2015). Gender differences in gait kinematics in runners with iliotibial band syndrome. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25(6), 744-753. <https://doi.org/10.1111/sms.12394>
- Suárez Luginick, B., Rueda Ojeda, J., Collazo García, C., Veiga Fernández, S., & Navarro Cabello, E. (2018). Kinematics of recreational runners with iliotibial band injury. *Journal of Human Sport and Exercise*, 13(3). <https://doi.org/10.14198/jhse.2018.133.19>

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, queremos expresar nuestro más sincero agradecimiento a nuestro tutor, Antonio Rejas Fernández, por su constante apoyo, orientación y disponibilidad a lo largo del desarrollo de este Trabajo de Fin de Grado.

A todos los profesores de la Universidad Europea de Valencia que nos han formado durante estos años, queremos darles las gracias por compartir sus conocimientos, y por contribuir a nuestro crecimiento tanto académico como personal, ayudándonos a construir las bases de nuestra futura profesión como fisioterapeutas.

Por último, agradecemos de forma especial a los centros de prácticas que nos han acogido ELEO Fisio, la Clínica Breakers y el Hospital IMSKE - La Ribera, por permitirnos tomar contacto con la realidad clínica, aplicar nuestros conocimientos y aprender del día a día profesional en un entorno real.

Extendemos también nuestro agradecimiento a nuestras familias y amigos, por estar siempre presentes, especialmente en los momentos de mayor exigencia.

ANEXO 1. Escala PEDro y sus criterios.

Escala PEDro-Español

1. Los criterios de elección fueron especificados	no ☐ si ☐ donde:
2. Los sujetos fueron asignados al azar a los grupos (en un estudio cruzado, los sujetos fueron distribuidos aleatoriamente a medida que recibían los tratamientos)	no ☐ si ☐ donde:
3. La asignación fue oculta	no ☐ si ☐ donde:
4. Los grupos fueron similares al inicio en relación a los indicadores de pronóstico más importantes	no ☐ si ☐ donde:
5. Todos los sujetos fueron cegados	no ☐ si ☐ donde:
6. Todos los terapeutas que administraron la terapia fueron cegados	no ☐ si ☐ donde:
7. Todos los evaluadores que midieron al menos un resultado clave fueron cegados	no ☐ si ☐ donde:
8. Las medidas de al menos uno de los resultados clave fueron obtenidas de más del 85% de los sujetos inicialmente asignados a los grupos	no ☐ si ☐ donde:
9. Se presentaron resultados de todos los sujetos que recibieron tratamiento o fueron asignados al grupo control, o cuando esto no pudo ser, los datos para al menos un resultado clave fueron analizados por "intención de tratar"	no ☐ si ☐ donde:
10. Los resultados de comparaciones estadísticas entre grupos fueron informados para al menos un resultado clave	no ☐ si ☐ donde:
11. El estudio proporciona medidas puntuales y de variabilidad para al menos un resultado clave	no ☐ si ☐ donde:

La escala PEDro está basada en la lista Delphi desarrollada por Verhagen y colaboradores en el Departamento de Epidemiología, Universidad de Maastricht (*Verhagen AP et al (1998). The Delphi list: a criteria list for quality assessment of randomised clinical trials for conducting systematic reviews developed by Delphi consensus. Journal of Clinical Epidemiology, 51(12):1235-41*). En su mayor parte, la lista está basada en el consenso de expertos y no en datos empíricos. Dos ítems que no formaban parte de la lista Delphi han sido incluidos en la escala PEDro (ítems 8 y 10). Conforme se obtengan más datos empíricos, será posible "ponderar" los ítems de la escala, de modo que la puntuación en la escala PEDro refleje la importancia de cada ítem individual en la escala.

El propósito de la escala PEDro es ayudar a los usuarios de la bases de datos PEDro a identificar con rapidez cuales de los ensayos clínicos aleatorios (ej. RCTs o CCTs) pueden tener suficiente validez interna (criterios 2-9) y suficiente información estadística para hacer que sus resultados sean interpretables (criterios 10-11). Un criterio adicional (criterio 1) que se relaciona con la validez externa ("generalizabilidad" o "aplicabilidad" del ensayo) ha sido retenido de forma que la lista Delphi esté completa, pero este criterio no se utilizará para el cálculo de la puntuación de la escala PEDro reportada en el sitio web de PEDro.

La escala PEDro no debería utilizarse como una medida de la "validez" de las conclusiones de un estudio. En especial, avisamos a los usuarios de la escala PEDro que los estudios que muestran efectos de tratamiento significativos y que puntúan alto en la escala PEDro, no necesariamente proporcionan evidencia de que el tratamiento es clínicamente útil. Otras consideraciones adicionales deben hacerse para decidir si el efecto del tratamiento fue lo suficientemente elevado como para ser considerado clínicamente relevante, si sus efectos positivos superan a los negativos y si el tratamiento es costo-efectivo. La escala no debería utilizarse para comparar la "calidad" de ensayos realizados en las diferentes áreas de la terapia, básicamente porque no es posible cumplir con todos los ítems de la escala en algunas áreas de la práctica de la fisioterapia.

Notas sobre la administración de la escala PEDro:

Todos los criterios	Los puntos solo se otorgan cuando el criterio se cumple claramente. Si después de una lectura exhaustiva del estudio no se cumple algún criterio, no se debería otorgar la puntuación para ese criterio.
Criterio 1	Este criterio se cumple si el artículo describe la fuente de obtención de los sujetos y un listado de los criterios que tienen que cumplir para que puedan ser incluidos en el estudio.
Criterio 2	Se considera que un estudio ha usado una designación al azar si el artículo aporta que la asignación fue aleatoria. El método preciso de aleatorización no precisa ser especificado. Procedimientos tales como lanzar monedas y tirar los dados deberían ser considerados aleatorios. Procedimientos de asignación cuasi-aleatorios, tales como la asignación por el número de registro del hospital o la fecha de nacimiento, o la alternancia, no cumplen este criterio.
Criterio 3	<i>La asignación oculta</i> (enmascaramiento) significa que la persona que determina si un sujeto es susceptible de ser incluido en un estudio, desconocía a que grupo iba a ser asignado cuando se tomó esta decisión. Se puntúa este criterio incluso si no se aporta que la asignación fue oculta, cuando el artículo aporta que la asignación fue por sobres opacos sellados o que la distribución fue realizada por el encargado de organizar la distribución, quien estaba fuera o aislado del resto del equipo de investigadores.
Criterio 4	Como mínimo, en estudios de intervenciones terapéuticas, el artículo debe describir al menos una medida de la severidad de la condición tratada y al menos una medida (diferente) del resultado clave al inicio. El evaluador debe asegurarse de que los resultados de los grupos no difieran en la línea base, en una cantidad clínicamente significativa. El criterio se cumple incluso si solo se presentan los datos iniciales de los sujetos que finalizaron el estudio.
Criterio 4, 7-11	<i>Los Resultados clave</i> son aquellos que proporcionan la medida primaria de la eficacia (o ausencia de eficacia) de la terapia. En la mayoría de los estudios, se usa más de una variable como una medida de resultado.
Criterio 5-7	<i>Cegado</i> significa que la persona en cuestión (sujeto, terapeuta o evaluador) no conocía a que grupo había sido asignado el sujeto. Además, los sujetos o terapeutas solo se consideran "cegados" si se puede considerar que no han distinguido entre los tratamientos aplicados a diferentes grupos. En los estudios en los que los resultados clave sean auto administrados (ej. escala visual analógica, diario del dolor), el evaluador es considerado cegado si el sujeto fue cegado.
Criterio 8	Este criterio solo se cumple si el artículo aporta explícitamente <i>tanto</i> el número de sujetos inicialmente asignados a los grupos <i>como</i> el número de sujetos de los que se obtuvieron las medidas de resultado clave. En los estudios en los que los resultados se han medido en diferentes momentos en el tiempo, un resultado clave debe haber sido medido en más del 85% de los sujetos en alguno de estos momentos.
Criterio 9	El análisis por <i>intención de tratar</i> significa que, donde los sujetos no recibieron tratamiento (o la condición de control) según fueron asignados, y donde las medidas de los resultados estuvieron disponibles, el análisis se realizó como si los sujetos recibieran el tratamiento (o la condición de control) al que fueron asignados. Este criterio se cumple, incluso si no hay mención de análisis por intención de tratar, si el informe establece explícitamente que todos los sujetos recibieron el tratamiento o la condición de control según fueron asignados.
Criterio 10	Una comparación estadística <i>entre grupos</i> implica la comparación estadística de un grupo con otro. Dependiendo del diseño del estudio, puede implicar la comparación de dos o más tratamientos, o la comparación de un tratamiento con una condición de control. El análisis puede ser una comparación simple de los resultados medidos después del tratamiento administrado, o una comparación del cambio experimentado por un grupo con el cambio del otro grupo (cuando se ha utilizado un análisis factorial de la varianza para analizar los datos, estos últimos son a menudo aportados como una interacción grupo x tiempo). La comparación puede realizarse mediante un contraste de hipótesis (que proporciona un valor "p", que describe la probabilidad con la que los grupos difieran sólo por el azar) o como una estimación de un tamaño del efecto (por ejemplo, la diferencia en la media o mediana, o una diferencia en las proporciones, o en el número necesario para tratar, o un riesgo relativo o hazard ratio) y su intervalo de confianza.
Criterio 11	Una <i>estimación puntual</i> es una medida del tamaño del efecto del tratamiento. El efecto del tratamiento debe ser descrito como la diferencia en los resultados de los grupos, o como el resultado en (cada uno) de todos los grupos. Las <i>medidas de la variabilidad</i> incluyen desviaciones estándar, errores estándar, intervalos de confianza, rango intercuartílico (u otros rangos de cuantiles), y rangos. Las estimaciones puntuales y/o las medidas de variabilidad deben ser proporcionadas gráficamente (por ejemplo, se pueden presentar desviaciones estándar como barras de error en una figura) siempre que sea necesario para aclarar lo que se está mostrando (por ejemplo, mientras quede claro si las barras de error representan las desviaciones estándar o el error estándar). Cuando los resultados son categóricos, este criterio se cumple si se presenta el número de sujetos en cada categoría para cada grupo.

Fuente: PEDro (2020).

ANEXO 2. Resultados significativos o no, según los artículos.

Variables analizadas	Significativo para SBIT	No significativo
CAMBIOS EN LA BANDA ILIOTIBIAL		
Rigidez de la BIT	Foch et al. (2015): mayor en mujeres.	Friede et al. (2020): similar en grupo mixto.
COMPONENTES MUSCULARES		
Fuerza Muscular	Friede et al. (2020): menor fuerza en ADD y ABD similar en grupo mixto. Friede et al. (2020): menor fuerza en RI y RE en grupo mixto.	Hamstra-Wright et al. (2020): fuerza similar en ADD y ABD en mujeres. Foch et al. (2015): fuerza similar en ABD en mujeres.
Activación muscular	Baker et al. (2018): mayor para el TFL a los 3 minutos de carrera en grupo mixto.	Baker et al. (2018): similar para GM y Gm en grupo mixto.
DIFFERENCIAS CINEMATICAS DEL TRONCO Y DE LA PELVIS		
Flexión ipsilateral de tronco	Foch et al. (2015): mayor flexión ipsilateral de tronco en mujeres.	
Caída de la pelvis		Foch et al. (2015): similar para la caída de la pelvis en mujeres.
Anteversión de la pelvis	Suárez Luginick et al. (2018): mayor anteversión de la pelvis en hombres.	
DIFFERENCIAS CINEMATICAS DE CADERA		
Plano frontal de cadera	Hamstra-Wright et al. (2020): mayor ángulo de ADD al apoyo en mujeres. Menor ángulo de ABD máximo en mujeres durante el apoyo. Suárez Luginick et al. (2018): ángulo de ADD mayor en mujeres durante la propulsión. Phinyomark y al. (2015): disminución del ángulo de ADD en hombres.	Foch et al. (2015): no diferencia significativa en la ADD entre mujeres. Suárez Luginick et al. (2018): ADD similar en mixto. Phinyomark y al. (2015): similar en mujeres (solo tendencia hacia disminución del ángulo de ADD). Baker y al. (2015) en grupo mixto.
Plano transversal de cadera	Hamstra-Wright et al. (2020): menor ángulo de RI en mujeres en apoyo. Phinyomark y al. (2015): mayor ángulo de RE en mujeres. Suárez Luginick et al. (2018) : menor ángulo de RI en grupo mixto.	Phinyomark y al. (2015): ángulo de RI similar en hombres durante la fase de oscilación, pero no de apoyo. RI de mujeres y RE de hombres.
Plano sagittal de cadera		Phinyomark y al. (2015) Hamstra-Wright et al. (2020) Suárez Luginick et al. (2018)

DIFFERENCIAS CINEMATICAS DE LA RODILLA		
Plano frontal de rodilla	Baker et al. (2018): ángulo de ADD aumentado en grupo mixto. Suárez Luginick et al. (2018): ángulo de varo disminuido en grupo mixto y en hombres.	Phinyomark y al. (2015): ángulo de ADD similar en mujeres. Phinyomark y al. (2015): ángulo de ABD similar en hombres en la fase de oscilación. Hamstra-Wright et al. (2020): ángulo de ABD similar en apoyo en mujeres.
Plano transversal de rodilla	Hamstra-Wright et al. (2020): mayor RI en mujeres en fase de apoyo.	Foch et al. (2015): ángulo de RI similar en mujeres. Phinyomark y al. (2015): ángulo de RI similar en mujeres y hombres en las fases de apoyo y oscilación. Suárez Luginick et al. (2018): ángulo de RI similar en hombres y mujeres.
Plano sagital de rodilla	Hamstra-Wright et al. (2020): mayor ángulo de flexión al despegue en mujeres. Suárez Luginick et al. (2018): menor ángulo de flexión: - Al CI en grupo mixto y en mujeres. - En la fase de apoyo en grupo mixto y en hombres. - En fase de oscilación en hombres.	Phinyomark y al. (2015): flexión de rodilla similar en mujeres y hombres en las fases de apoyo y oscilación.
DIFFERENCIAS CINEMATICAS DEL TOBILLO		
Plano frontal de tobillo	—	Suárez Luginick et al. (2018)
Plano transversal de tobillo	Phinyomark et al. (2015): diferencias en los ángulos de RI en hombres.	Suárez Luginick et al. (2018)
Plano sagital de tobillo	—	Suárez Luginick et al. (2018)

Leyenda: mixto = hombres y mujeres mezclado.

Fuente: Elaboración propia.