

TRABAJO FIN DE GRADO. GRADO EN FISIOTERAPIA

Biomecánica en carga dinámica del complejo tobillo-pie en
pacientes con inestabilidad crónica post-esguince de ligamento
lateral externo de tobillo

Biomecánica en carga dinámica do complexo nocello-pé en
pacientes con inestabilidade crónica tras escordadura de
ligamento lateral externo de nocello

Dynamic loading biomechanics of the ankle-foot complex with
chronic ankle instability after lateral ankle sprain

Marta Amor Barbosa

76582838-Z

Tutora Miriam Barcia Seoane

Convocatoria de Junio 2015



UNIVERSIDADE DA CORUÑA

RESUMEN

Objetivos. El principal objetivo de este trabajo es revisar la evidencia científica sobre la biomecánica en carga dinámica del complejo tobillo-pie en pacientes con inestabilidad crónica post-esguince de ligamento lateral externo de tobillo. Como objetivos secundarios, se pretende determinar si existe un patrón biomecánico común en los pacientes con inestabilidad crónica de tobillo, identificar los momentos de la actividad dinámica en carga con mayores diferencias biomecánicas con respecto a los sujetos sanos y establecer si existen diferencias en la biomecánica de sujetos con inestabilidad crónica mecánica y funcional.

Material y métodos. Se han consultado las bases de datos Medline, Scopus, CINAHL y Sport Discuss. La búsqueda se ha limitado a las publicaciones de los 5 últimos años.

Resultados. Se han obtenido un total de 16 artículos científicos que recogen datos sobre las características cinemáticas, cinéticas y la actividad muscular. Se dividen en dos grandes grupos dependiendo del tipo de actividad en carga a la que hagan referencia: marcha y/o carrera y salto y/o aterrizaje. No se ha encontrado un patrón común en ninguna actividad en carga en cuanto a las variables cinemáticas y cinéticas. Sin embargo, los resultados sugieren que existe una pérdida de rigidez del tobillo y una estrategia motora diferente en relación a los sujetos sanos, aunque los resultados difieren en cuanto al índice de contracción muscular.

Conclusiones. La principal conclusión de este estudio es la falta de acuerdo entre los autores sobre el comportamiento biomecánico en carga en los pacientes con inestabilidad crónica de tobillo. No se ha podido identificar un patrón biomecánico común, ni los momentos críticos durante las actividades en carga, ni tampoco si existen diferencias entre los sujetos con inestabilidad mecánica y funcional.

PALABRAS CLAVE DEL MEDICAL SUBJECT HEADINGS

- **“Foot Joints”**. Definido como *“las articulaciones que se extienden distalmente desde el tobillo hasta los dedos.”*
- **“Biomechanical Phenomena”**. Definido como *“las propiedades, procesos y el comportamiento de los sistemas biológicos bajo la acción de fuerzas mecánicas.”*
- **“Joint Instability”**. Definido como *“la falta de estabilidad de una articulación o de una prótesis. Los factores implicados son la patología intraarticular y la integridad de las estructuras extra-articulares como la cápsula, los ligamentos y los músculos.”*

ÍNDICE

Resumen.....	2
Palabras clave del Medical Subject Headings.....	2
Glosario de términos.....	4
Tipo de trabajo.....	5
Motivación personal y fundamentación para la elección del tema del trabajo.....	5
Objetivos del trabajo.....	6
Introducción a la inestabilidad crónica de tobillo.....	6
Epidemiología de la inestabilidad crónica de tobillo.....	7
Mecanismo lesional del esguince de tobillo.....	8
Clínica de la inestabilidad crónica de tobillo.....	8
Inestabilidad mecánica vs. inestabilidad funcional.....	8
Recuerdo anatómico del complejo tobillo-pie.....	12
Biomecánica de la marcha en el complejo tobillo-pie.....	15
Estudio computarizado de la biomecánica en carga.....	18
Material y métodos.....	18
Resultados.....	23
Marcha y/o carrera.....	23
Salto y/o aterrizaje.....	29
Discusión.....	34
Marcha y/o carrera.....	34
Salto y/o aterrizaje.....	39
Conclusiones.....	43
Bibliografía.....	44

GLOSARIO DE TÉRMINOS

- Abducción (ABD)
- Aducción (ADD)
- Articulación subastragalina (ASA)
- Inestabilidad crónica de tobillo (CAI)
- Cadena cinética abierta (CCA)
- Cadena cinética cerrada (CCC)
- Centro de presión (COP)
- Electromiografía (EMG)
- Inestabilidad funcional (FI)
- Fuerzas de reacción del suelo (FRS)
- Gastrocnemio lateral (GL)
- Ligamento lateral externo (LLE)
- Inestabilidad mecánica (MI)
- Metatarsfalángica (MTF)
- Peroneo lateral largo (PLL)
- Tibial anterior (TA)
- Altura máxima de un salto vertical (Vertmax.)
- Vector de codificación (VCV)

TIPO DE TRABAJO

El presente trabajo se trata de una revisión bibliográfica. La revisión bibliográfica consiste en un estudio detallado, selectivo y crítico que integra la información esencial desde una perspectiva unitaria y de conjunto (1). Se puede considerar como un estudio en sí mismo cuyo propósito es resumir, analizar, evaluar o sintetizar información ya publicada (1).

Por tanto, con este trabajo pretendemos recopilar y valorar con criterio científico la información más relevante sobre la biomecánica en carga en pacientes con inestabilidad de tobillo post-esguince de ligamento lateral externo.

MOTIVACIÓN PERSONAL Y FUNDAMENTACIÓN PARA LA ELECCIÓN DEL TEMA DEL TRABAJO

A pesar de que los esguinces de tobillo son las lesiones más frecuentes tanto en el deporte como en la actividad física recreativa, la mayoría de los pacientes no se preocupan en ser valorados ni rehabilitados (2). Los casos que acuden al servicio de urgencias suelen recibir un tratamiento muy pobre basado únicamente en inmovilización y reposo durante la fase aguda del proceso (2). Pocas son las personas que buscan una intervención de fisioterapia para recuperar la funcionalidad total de su tobillo (2). El hecho de que la mayoría de la población subestime la gravedad que puede tener un esguince de tobillo hace que la inestabilidad crónica sea una patología muy frecuente (3).

Además, resulta que la inestabilidad crónica es un concepto muy subjetivo que clínicamente se diagnostica por las sensaciones del paciente (4). Puede que no haya alteraciones estructurales en el complejo tobillo-pie y sin embargo exista un problema de inestabilidad, por lo que las pruebas de imagen no ayudan siempre a concretar el diagnóstico (4). La subjetividad de la patología nos ha hecho plantearnos si existe algún parámetro más objetivo que pueda ayudar al personal sanitario a diferenciar la inestabilidad crónica de otros procesos. En base a esto, hemos decidido que el estudio de la biomecánica del complejo tobillo-pie podría ser el criterio objetivo que estamos buscando. El hecho de que el trabajo analice solo la biomecánica en carga se justifica porque es el momento en el que se producen las recidivas y los episodios de inestabilidad (5). Por tanto, consideramos que el análisis de la biomecánica en carga puede aportar datos más interesantes y más aplicables a la realidad que el estudio de la biomecánica en descarga.

Para finalizar, consideramos que el conocimiento biomecánico es la base para llegar a plantear el tratamiento más adecuado y específico. Si un fisioterapeuta conoce cómo debe comportarse el complejo tobillo-pie en condiciones normales y cómo se comporta en los casos de inestabilidad crónica, podrá poner en marcha estrategias de tratamiento para reducir las diferencias entre ambas situaciones.

OBJETIVOS DEL TRABAJO

Objetivo principal

- ✓ Revisar la evidencia científica en los últimos 5 años sobre la biomecánica en carga dinámica del complejo tobillo-pie post-esguince de LLE de tobillo.

Objetivos secundarios

- ✓ Determinar si existe un patrón común en las variables espacio-temporales de la marcha, las variables cinéticas y la cinemática en pacientes con inestabilidad crónica de tobillo.
- ✓ Identificar los momentos de la actividad en carga donde ocurren las mayores diferencias biomecánicas en relación a los sujetos sanos.
- ✓ Establecer si existen diferencias biomecánicas entre los sujetos con inestabilidad mecánica e inestabilidad funcional.

INTRODUCCIÓN A LA INESTABILIDAD CRÓNICA DE TOBILLO

Los esguinces de tobillo son una de las lesiones más comunes tanto en los deportistas como en la población general (2). Aunque los síntomas agudos suelen resolverse rápidamente, muchas personas continúan a la larga con manifestaciones como dolor o inestabilidad percibida (6). La inestabilidad crónica de tobillo, definida como “episodios repetitivos de inestabilidad lateral de tobillo que resultan en numerosos esguinces” es uno de los síntomas residuales que se presentan con mayor frecuencia (6).

Históricamente, se han utilizado indistintamente varios términos para describir el fenómeno de la inestabilidad crónica de tobillo: “inestabilidad de tobillo residual”, “inestabilidad crónica”, “inestabilidad crónica lateral”, “esguince de tobillo crónico”, “esguince de tobillo recurrente”,

“esguince de tobillo múltiple”, etc. (3, 4, 6). Aunque no hay consenso sobre que estos términos representen la misma realidad, se ha optado por utilizar “inestabilidad crónica de tobillo” como el concepto más amplio que abarca las manifestaciones típicas de los sujetos que presentan síntomas residuales tras un esguince de tobillo (4).

La inestabilidad de tobillo es un síndrome complejo por la gran interferencia de parámetros que pueden tener un papel importante en su instauración (7). Los factores de riesgo que se combinan para desarrollar una inestabilidad crónica son tanto intrínsecos (características morfológicas) como extrínsecos (mecanismo lesional desencadenante) (7).

El principal factor predisponente para desarrollar CAI es la historia de al menos un esguince del ligamento lateral externo de tobillo (2, 3, 4, 5, 6). La mayoría de los autores coinciden en que no hay correlación entre la gravedad del esguince inicial y la frecuencia de la inestabilidad residual, es decir, el riesgo de desarrollar CAI es el mismo después de sufrir un solo esguince de tobillo importante como después de tener uno o varios esguinces menores (2). Por tanto, hay otros factores de mayor relevancia que contribuyen a su desarrollo.

El nivel de actividad es un factor extrínseco muy importante que determina el impacto de la CAI en la vida diaria (2). La evaluación del nivel de actividad para cada paciente es útil no solo para diferenciar los pacientes con riesgo alto o bajo, sino también para encontrar el tratamiento óptimo y permitir comparaciones en los resultados funcionales (2).

1. EPIDEMIOLOGÍA DE LA INESTABILIDAD CRÓNICA DE TOBILLO

Los esguinces de tobillo son las lesiones más comunes en el deporte y la actividad física recreativa (2). Representan el 40 % de todas las lesiones deportivas, sobre todo en deportes de impacto (2).

Se calcula que hasta un 55% de los pacientes que tienen un esguince de tobillo no buscan evaluación o tratamiento de un profesional de la salud (2). La subestimación de la gravedad del esguince de tobillo junto con los protocolos inadecuados de tratamiento implica que la actuación para la prevención de síntomas residuales no sea la más eficaz (3).

Se ha estimado que hasta un 73,6 % de las personas con antecedentes de esguince de tobillo desarrollarán CAI en el futuro y serán susceptibles a sufrir recidivas y episodios recurrentes de “giving away” (8). Estos síntomas residuales pueden persistir durante años, hasta el punto de que el 72% de las personas con inestabilidad crónica no recuperan la funcionalidad de tobillo previa a la lesión (9).

2. MECANISMO LESIONAL DEL ESGUINCE DE TOBILLO

El mecanismo lesional típico que precede a la instauración de una inestabilidad crónica de tobillo es el esguince en inversión forzada del retropié desde una posición de flexión plantar máxima poco después del abordaje del suelo (3, 7). No obstante, no se debe descartar el diagnóstico de esguince si el mecanismo lesional es diferente, ya que en ocasiones la lesión puede ser secundaria a otros gestos, como por ejemplo rotaciones forzadas con el pie bloqueado en el suelo (7).

El ligamento que se somete a mayor estiramiento y por tanto, el que lesiona con mayor frecuencia, es el peroneo-astragalino anterior seguido del peroneo-calcáneo y el ligamento bifurcado en casos de torsión excesiva (3, 7). Por la naturaleza del movimiento lesivo, pueden aparecer otras lesiones asociadas como elongación de ramas nerviosas o de los tendones peroneos que contribuyan a perpetuar el proceso de inestabilidad crónica (7).

3. CLÍNICA DE LA INESTABILIDAD CRÓNICA DE TOBILLO

La evidencia científica sugiere que las características de los pacientes que desarrollan inestabilidad crónica de tobillo no son homogéneas: los elementos determinantes de la CAI son una continuidad de las condiciones patológicas y la variabilidad anatómica (2).

Las manifestaciones clínicas que presentan los pacientes con CAI son, por tanto, muy heterogéneas. Entre los síntomas más típicos se encuentra la sensación de “giving away” y la sensación subjetiva de inestabilidad (3, 4). “Giving away” debe entenderse como la aparición regular de episodios incontrolados de inversión de tobillo, mientras que la sensación subjetiva de inestabilidad se refiere a la sensación de que la articulación es vulnerable en las actividades funcionales cotidianas y durante la práctica deportiva (4). Ambas manifestaciones suelen estar presentes en todos los pacientes con CAI, y a mayores pueden acompañarse de otros síntomas menos frecuentes como dolor, hinchazón, pérdida de fuerza u otros (3, 4).

4. INESTABILIDAD MECÁNICA VS. INESTABILIDAD FUNCIONAL

Existen dos tipos principales de inestabilidad: mecánica y funcional (3, 7, 10). La inestabilidad crónica de tobillo puede ser debida a una de ellas de forma aislada o a la combinación de ambas (7, 10).

❖ Inestabilidad mecánica

La inestabilidad mecánica es definida como un movimiento del tobillo más allá del límite fisiológico con una alteración de las propiedades elásticas de los ligamentos fijadores, especialmente los fascículos tibio-peroneo-astragalinos (10).

Se considera que es el resultado de la combinación de varias causas entre las que se incluyen laxitud-cápsulo ligamentosa, anomalías en la estructura ósea del complejo tobillo-pie, cambios artrocinemáticos y/o degenerativos articulares o irritación de la sinovial (7, 10).

➤ **Laxitud cápsulo-ligamentosa.** La inestabilidad de tobillo es causada principalmente por la lesión de los haces anterior y medio del LLE (10). Clínicamente se evalúan a través de palpación, estiramiento y pruebas específicas de “stress” (3):

1. Ligamento peroneo-astragalino anterior: test de cajón anterior
2. Ligamento peroneo-calcáneo: test de inclinación subastragalina
3. Ligamento interóseo
4. Ligamento bifurcado
5. Sindesmosis tibio-peronea: Clunk test y Squeeze test

Un test de cajón anterior positivo representa una excesiva laxitud en el plano transversal, mientras que el aumento de la inclinación del astrágalo indica laxitud en el plano frontal (3). Estas simplificaciones hacen caso omiso al hecho de que la articulación talocrural se mueve alrededor de un eje tripalar e ignoran el problema de la inestabilidad rotacional (3).

➤ **Anomalías en la estructura ósea del complejo tobillo-pie.** Existen ciertos morfotipos y variedades anatómicas de la tróclea astragalina que favorecen la inestabilidad (10).

➤ **Cambios artrocinemáticos/ hipomovilidad articular.** El rango intraarticular limitado puede alterar la artrocinética de la articulación, produciendo limitaciones de los movimientos accesorios de rotación y deslizamiento entre las superficies articulares (7, 10). La barrera restrictiva anómala para los movimientos auxiliares cambia el patrón normal de movimiento del eje de rotación de la articulación (10). El movimiento alrededor de un eje anómalo tensa los tejidos y produce información propioceptiva alterada al sistema nervioso central, obligando al sistema de control motor a adaptarse para mantener la función (10).

Además, es común que los pacientes con inestabilidad presenten un fallo posicional articular secundario a la rotura del ligamento peroneo-astragalino anterior (11). Mulligan describe ampliamente este concepto en tres posibles fallos articulares (11, 12, 13, 14):

1. Fallo posicional de la articulación tibioperonea inferior
2. Limitación de la flexión dorsal tibiotarsiana
3. Limitación de la flexión plantar tibiotarsiana

No se descarta que clínicamente haya otros fallos posicionales asociados pero no hay evidencia sobre ellos. El más ampliamente definido y respaldado por una gran cantidad de estudios por imagen es el fallo posicional articular de la tibioperonea inferior, identificado como una anterioridad del astrágalo y una posición antero-inferior del peroné con respecto a la tibia (12, 13, 14). Si el maléolo lateral ha quedado desplazado, el ligamento peroneo-astragalino anterior está más holgado en reposo (3). Por tanto, cuando el retropié comienza a supinar, el astrágalo tiene una contención más tardía y se mueve en un rango articular más allá de lo normal (3).

- **Cambios degenerativos articulares.** Los individuos con tobillos sintomáticos como consecuencia de la CAI son más propensos a tener osteofitos o cuerpos libres articulares (3, 10).
- **Irritación de la sinovial.** Se ha demostrado que existe inflamación de la sinovial en las cápsulas de la ASA y la articulación talocrural (10). DiGiovanni et al. (15) identificaron síndrome de pinzamiento anterolateral de la articulación talocrural (67%) y sinovitis talocrural (49%) en los pacientes intervenidos quirúrgicamente por inestabilidad.

❖ INESTABILIDAD FUNCIONAL

La inestabilidad funcional se define como la sensación subjetiva de desequilibrio del tobillo, debido a un déficit propioceptivo y neuromuscular (10).

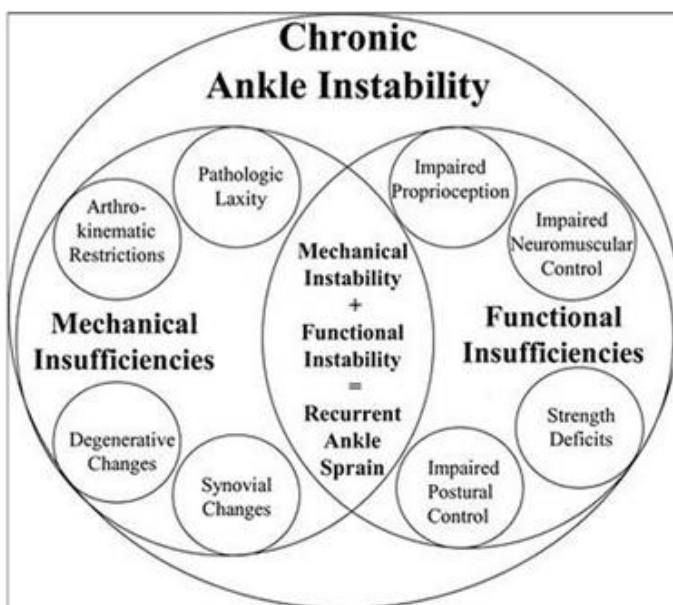
Se han descrito déficits en el control neuromuscular y alteración en la capacidad de mantener el equilibrio en sujetos con inestabilidad crónica, pudiendo predisponer a una mayor recurrencia lesional (7). La alteración en la percepción de la posición articular activa es otro factor identificativo (7). Además, se sugiere que en los pacientes que presentan inestabilidad funcional existe una reducción en las aferencias sensitivas plantares y en los reflejos protectores articulares (7).

- **Déficits en el control neuromuscular.** Los déficits en el mecanismo de estabilidad dinámica reducen la protección de la articulación ante una hipersupinación del retropié (3). Se han demostrado alteraciones en los patrones de reclutamiento neuromuscular en individuos con antecedentes de esguince de tobillo recurrente (16, 17). Los déficits

neuromusculares facilitan la aparición de recidivas, ya que la lesión estructural no sólo ocurre en los ligamentos, sino también en el nervio y el tejido músculo-tendinoso, pudiendo provocar numerosas alteraciones asociadas (10).

- **Déficits en el control propioceptivo.** La evidencia reciente sugiere que la alteración en los husos neuromusculares de los peroneos puede tener más relevancia que la alteración la actividad de los mecanorreceptores articulares en la manifestación de los déficits propioceptivos en el tobillo (18).
- **Déficits en el control postural.** Se han observado alteraciones del control postural durante el apoyo monopodal tanto en sujetos con un esguince de tobillo reciente, como en aquellos con un historial de esguinces de tobillo repetitivos (19). Se cree que es el resultado de la combinación del déficit propioceptivo y el control neuromuscular alterado. (19)

A pesar de que las descripciones de la inestabilidad mecánica y funcional ayudan a explicar las dos posibles causas que conducen a la CAI, esta clasificación no refleja al 100% el amplio espectro de condiciones patológicas que se pueden encontrar en este tipo de pacientes (3).



Esquema sobre los factores que determinan el desarrollo de inestabilidad crónica (3)

5. RECUERDO ANATÓMICO DEL COMPLEJO TOBILLO-PIE

❖ Tibioperonea inferior

Se trata de una sindesmosis: las superficies articulares no están recubiertas de cartílago sino que disponen de un recubrimiento fibroso que favorece el deslizamiento (20, 21, 22). La tibia presenta una torsión en sentido lateral de entre 20-30° que hace que su extremo interno sea más anterior que su extremo externo (23, 24). Por su parte, el peroné se sitúa más posterior (debido a la torsión tibial) y más inferior que el extremo inferior de la tibia (23, 24). Esta orientación espacial, junto con la morfología del cuerpo del astrágalo (más ancho anteriormente) condicionan la posición del eje bimaleolar (3, 23, 24). En base a esto, los movimientos de la articulación tibioperonea inferior conllevan un movimiento accesorio (25):

- En CCA en flexión dorsal el pie se desplaza en ligera ABD, mientras que en flexión plantar el pie se desplaza en ADD (25). En CCC estos movimientos se anulan como consecuencia de la carga del peso corporal y se traducen en un movimiento de rotación tibial: al realizar flexión dorsal la tibia hace una rotación interna y cuando la flexión es plantar la tibia rota externamente. (25)
- El maléolo peroneal, por tracción de la membrana interósea, varía su posición durante los movimientos del tobillo (15, 26). Durante la flexión dorsal se separa, asciende, posterioriza y rota internamente; y durante la flexión plantar se aproxima, desciende, anterioriza y rota externamente (25, 26).

❖ Talocrural o tibiotalarsiana

Se trata de una articulación troclear (20, 21, 22). La función mecánica del tobillo consiste en transmitir el peso del cuerpo al pie, es decir, se encarga de distribuir un sistema de tensiones verticales a un sistema horizontal (7).

Medios de unión

Dispone de cápsula articular y un potente complejo ligamentario interno y externo.

1. **Ligamento lateral externo.** Está formado por tres haces (5, 7 20, 21, 22).
 - Ligamento astrágalo-peroneo anterior
 - Ligamento calcáneo-peroneo (haz medio)
 - Ligamento astrágalo-peroneo posterior

En posición neutra del tobillo hay una ligera tensión del haz medio (3). En flexión plantar el haz anterior se somete a máxima tensión, el haz medio se tensa ligeramente

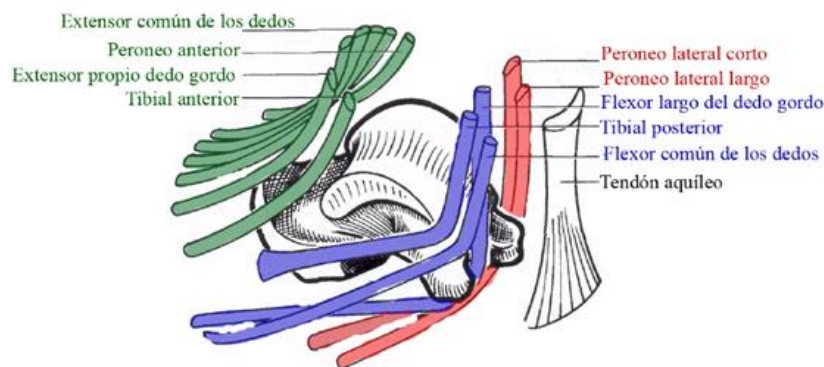
y el haz posterior está totalmente relajado (3). En flexión dorsal es el haz posterior el que adquiere máxima tensión (3).

2. **Ligamento lateral interno.** Consta de una capa superficial (ligamento deltoideo) y otra profunda, separadas por tejido conjuntivo con acúmulos de grasa (20, 21, 22).

❖ Subastragalina

Es una de las articulaciones más complejas del cuerpo humano, anatómica y funcionalmente (20, 27). Se compone únicamente de dos huesos: el astrágalo y el calcáneo (20, 27).

- **Astrágalo.** Se articula superiormente con los huesos de la pierna, inferiormente con el calcáneo y anteriormente con el escafoides (dos tercios de su superficie son carillas articulares) (20, 27). Carece de inserciones musculares y sin embargo está rodeado de tendones (27).

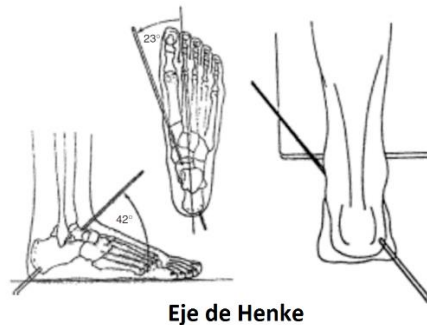


En el astrágalo se distinguen tres segmentos:

1. **Cuerpo.** Comprende cerca de los $\frac{3}{4}$ posteriores del hueso (27). La parte anterior del cuerpo del astrágalo es más ancha que su parte posterior (aproximadamente 5 mm) (27). En la cara superior presenta la tróclea astragalina que se articula con la tibia (27). En la cara inferior se observan dos superficies articulares para el calcáneo separadas por el surco astragalino (27). En las caras lateral y medial se encuentran las superficies maleolares lateral y medial, respectivamente (27).
2. **Cabeza.** Es anterior, redondeada y convexa para articularse con el escafoides (27).
3. **Cuello.** Es el segmento intermedio entre los dos anteriores (27). Presenta una declinación hacia medial (27). Esto facilita la distribución de presiones que proceden de la tibia, es decir, el astrágalo divide la resultante del peso corporal en un haz posterior y uno anterior, que a su vez se subdivide hacia los radios del pie (27).

El correcto funcionamiento de la ASA es esencial para mantener la funcionalidad del pie (27):

- ✓ Inicia la pronosupinación (3, 27). La ASA se mueve en torno al eje de Henke (3). Los movimientos en CCA y CCC son cinéticamente iguales, lo único que varía es el hueso que guía el movimiento: en CCA es el calcáneo y en CCC es el astrágalo (23).
- ✓ Tiene un papel fundamental en la absorción de impactos y distribución de presiones en estática y dinámica (27).
- ✓ Adapta el pie a terrenos irregulares y a las diferentes posiciones de la pierna (27).
- ✓ Mantiene el equilibrio corporal por el gran flujo de aferencias que recibe (27).



1. Mediotarsiana o de Chopart

Comprende dos articulaciones anatómicas: la articulación astrágalo-escafoidea y la articulación calcáneo-cuboidea (20, 28).

- *Astrágalo-escafoidea*. Se trata de una enartrosis donde la carilla articular del escafoides es cóncava y se articula sobre la superficie convexa del astrágalo (20, 28). La función de esta articulación es dinámica (20).
- *Calcáneo-cuboidea*. Es una articulación en silla de montar con movilidad limitada (20, 28). Su función es estabilizar (20).

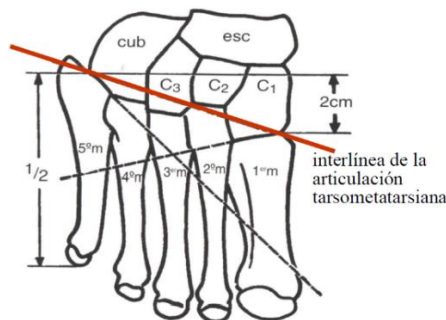
La morfología de la mediotarsiana concuerda con la estructura del pie: el borde interno se encarga de aportar movimiento y el borde externo asegura la estabilidad (23). Los movimientos de la articulación de Chopart se realizan a través de un eje coincidente con el eje de Henke, donde la posición de la ASA determina su amplitud (3).

2. Tarsometatarsiana o de Lisfranc

Está formada por las tres cuñas, el cuboides y los metatarsianos (20, 28). La articulación de Lisfranc presenta una dirección oblicua en sentido posterior: su segmento interno es 2 cm más

anterior que su segmento lateral (20, 23). Esta morfología condiciona que sea considerada la clave del arco transversal del pie ya que facilita el traslado de presiones desde el borde lateral hacia el borde medial, guiando el apoyo (20, 23).

- **Radios.** Son las uniones funcionales ente los metatarsianos y las cuñas (I, II y III radio), y entre los metatarsianos y el cuboides (IV y V radio) (23, 30). La función de los radios centrales es aportar estabilidad, mientras que los radios laterales se encargan de estabilizar a través del movimiento (23, 29).



❖ Metatarsofalángicas

Se trata de articulaciones condíleas, donde la cabeza del metatarsiano aporta una superficie convexa y la base de la falange aporta una superficie cóncava (20).

La primera MTF del pie tiene ciertas singularidades que la hacen especial con respecto al resto (29):

- ✓ En la cara plantar presenta el sistema gleno-sesamoideo, formado por la placa glenoidea y dos huesos sesamoideos (medial y lateral) que son los puntos de apoyo al suelo (29).
- ✓ Tiene un sistema motor propio (29).
- ✓ A diferencia del resto de MTF, que avanzan en sentido anterior, la primera MTF gira sobre sí misma actuando como un sistema de poleas necesario para fijar la cabeza del metatarsiano al suelo durante el despegue (29).

6. BIOMECÁNICA DE LA MARCHA EN EL COMPLEJO TOBILLO-PIE

El ciclo de la marcha se define como el lapso de tiempo entre dos eventos iguales sucesivos del mismo pie (30). Por consenso, se considera como el período entre dos contacto iniciales del talón con el suelo (30).

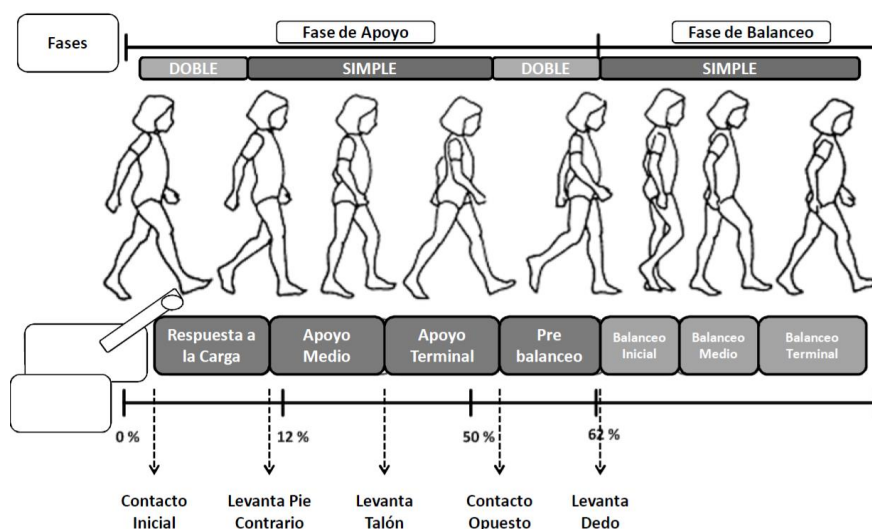
Pueden definirse una serie de parámetros espacio-temporales que aportan una descripción básica de la marcha de una persona (30).

- **Paso.** Intervalo entre el contacto inicial de un pie y el del contralateral (30).
- **Zancada.** Intervalo entre el contacto inicial de un pie y el inmediato contacto inicial del mismo pie (30).
- **Cadencia.** Número de pasos por unidad de tiempo (30).
- **Velocidad.** Calculada como el cociente entre la longitud y el tiempo de zancada (30).

Se distinguen dos fases en el ciclo de la marcha: fase de apoyo y fase de oscilación (30). Los porcentajes de duración de cada una de ellas dependen de la velocidad al caminar, pero suelen rondar el 60% para la fase de apoyo (monopodal y bipodal) y el 40% para la fase de oscilación (30). Más específicamente, se suele hablar de una división del ciclo de la marcha en 8 fases, que concreta con mayor precisión los eventos que ocurren al caminar.

1. **Fase de contacto inicial** (0-5%) Se aborda el suelo con el tobillo en posición neutra de flexoextensión y la ASA en supinación de 2-4° (por acción del tibial posterior) para asegurar el contacto con el borde posterolateral del talón (30, 31, 33). La mediotarsiana acompaña la supinación de la ASA y el primer radio se posiciona en flexión dorsal por acción del tibial anterior, preparado para asumir la carga. (30, 31, 33)
2. **Fase de respuesta a la carga** (5-15%). El tobillo adopta una flexión plantar pasiva por el efecto del peso del cuerpo, de aproximadamente 10° (30, 31). En este momento es esencial la función del tibial anterior como freno de movimiento de flexión plantar y del deslizamiento anterior de la tibia (33). Se inicia la pronación de ASA para la amortiguación de la carga (30, 31, 32). El tibial posterior mediante contracción excéntrica, es el encargado de decelerar la pronación subtalar (33). Los movimientos de retropié y antepié se disocian para asegurar el contacto con el suelo, y por lo tanto, la mediotarsiana supina (30, 31). El primer radio inicia el ascenso como respuesta a la carga (30, 31).
3. **Fase de apoyo medio** (15-30%). El tobillo inicia la flexión dorsal y la ASA, a través de rotación externa tibial, vuelve a supinar (30, 31, 32). La mediotarsiana entonces se sitúa en pronación por acción de los músculos peroneos, y el primer radio finaliza el ascenso que había iniciado en la fase anterior (30, 31, 33). En este período el tibial posterior se activa para dar estabilidad a la mediotarsiana e impedir una pronación mediotarsiana excesiva (33). El peroneo lateral corto colabora con la estabilidad al antepié por el control que ejerce sobre el quinto metatarsiano (33).

4. **Fase de apoyo terminal** (30-50%). El tobillo se dorsiflexiona por completo (30, 31, 32). La ASA se sitúa en posición neutra mientras que la mediotarsiana comienza a pronar (30, 31, 32). El primer radio inicia la flexión dorsal de la primera MTF y la flexión plantar del primer radio por acción del peroneo lateral largo (30, 31, 33).
5. **Fase de prebalanceo** (50-65%). El tobillo se flexiona plantarmente unos 20° para ejecutar el despegue de los dedos, con el tríceps sural como motor principal (30, 31, 32, 33). La ASA supina por acción del tibial posterior y la mediotarsiana prona para trasladar las cargas al primer radio (33). Se finaliza la flexión dorsal de la primera MTF y la flexión plantar del primer radio para despegar del suelo (30, 31, 32).
6. **Fase de balanceo inicial** (65-70%). Se inicia la flexión dorsal del tobillo (30, 31). La ASA continúa en supinación y la mediotarsiana resupina (30, 31).
7. **Fase de balanceo medio** (70-80%). El tobillo está en flexión dorsal completa (30, 31). La ASA y la mediotarsiana no varían con respecto a la fase anterior (30, 31).
8. **Fase de balanceo final** (80-100%). El tobillo se sitúa en posición neutra, la ASA está en supinación y la mediotarsiana la acompaña, todo ello como preparación para abordar el suelo en la fase de contacto inicial (30, 31).



La marcha y la carrera comparten características biomecánicas similares siempre y cuando al aumentar la velocidad se mantenga en todo momento un contacto con el suelo (30). En el caso de que no sea así, la biomecánica del movimiento difiere bastante (30).

La marcha a una velocidad reducida se caracteriza por un mayor tiempo de apoyo bipodal, mientras que a medida que se aumenta la velocidad, cada vez observamos períodos más

cortos de apoyo (30). A modo de referencia, en carrera menos del 40% del ciclo de la marcha se consume en apoyo y más de un 60% se corresponde con la fase de oscilación, mientras que en la marcha los porcentajes son inversos (30).

7. ESTUDIO COMPUTARIZADO DE LA BIOMECÁNICA EN CARGA

Los sistemas de análisis de la marcha que describen la biomecánica en carga del cuerpo humano se basan fundamentalmente en la utilización de cámaras de vídeo, plataformas de fuerza y sistemas de baropodografía (30, 34).

- Para el análisis de las presiones plantares durante una actividad dinámica, se usan los sistemas de baropodografía de presión que permiten un análisis cualitativo y cuantitativo de la pisada (34).
- Para el estudio de la cinemática y cinética los investigadores suelen optar por la combinación de cámaras de vídeo y plataformas de fuerza (30). Se colocan marcadores en zonas anatómicas concretas y se le pide al participante en el estudio que realice la actividad (caminar, correr, saltar, etc.) sobre la plataforma de fuerza (30).

Las variables de datos que se obtienen mediante estos sistemas son las siguientes (30):

1. **Variables espacio-temporales**
2. **Variables cinemáticas:** ángulos articulares
3. **Variables cinéticas:** momento articular, potencia articular y trabajo articular en los tres planos del espacio. Se calculan a partir de la fuerza de reacción del suelo.

MATERIAL Y MÉTODOS

El presente trabajo consiste en una revisión bibliográfica de artículos científicos relacionados con la biomecánica en carga alterada del complejo tobillo-pie en personas con inestabilidad crónica tras un esguince de LLE de tobillo. La revisión se ha centrado en aquellas publicaciones que hacen referencia a la biomecánica en carga dinámica, descartando los artículos que describen la posición y movilidad desde una perspectiva estática.

Para la realización del trabajo se han consultado las bases de datos Medline, Scopus, CINAHL y Sport Discuss. En todas ellas se filtraron los resultados automática y manualmente según los criterios de inclusión y exclusión que se detallan a continuación.

Criterios de inclusión

- *Año de publicación.* En todas las bases de datos se filtraron los resultados limitando la búsqueda a las publicaciones de los últimos 5 años.
- *Temática.* Como ya se comentó anteriormente, para esta revisión se recogieron únicamente aquellos estudios que describieran la biomecánica en carga dinámica del complejo tobillo-pie en pacientes con inestabilidad crónica post-esguince de LLE de tobillo.
- *Idioma.* Se incluyeron los artículos publicados en inglés, español, francés, portugués e italiano.
- *Tipo de estudio.* Se analizaron únicamente estudios de tipo transversal observacional o analítico observacional (estudios de casos y controles)
- *Objetivo del estudio.* Los estudios recogidos para esta revisión tenían como objetivo principal analizar la biomecánica en carga dinámica del complejo tobillo-pie tras un esguince de tobillo en pacientes con inestabilidad crónica. Se retiraron los artículos que tomaran la población con inestabilidad crónica como muestra de comparación con otra población de pacientes.
- *Rango de edad.* Se seleccionaron las investigaciones realizadas en muestras de adultos jóvenes y adultos maduros, con edades aproximadas comprendidas entre los 19 y los 44 años. El motivo para limitar la búsqueda es evitar casos de inestabilidad crónica de tobillo en pacientes en edad de crecimiento (infantes y adolescentes) y en pacientes con patologías asociadas relacionadas con la vejez.
- *Historia previa de esguinces e inestabilidad autopercebida.* Todos los artículos incluidos en esta revisión tomaron como muestra de sujetos con inestabilidad crónica a personas que tuvieran una historia de esguinces recurrentes y que manifestaran sensación de inestabilidad como síntoma residual.

Criterios de exclusión

- *Especie.* Se descartaron las investigaciones en animales.
- *Tratamiento previo.* Se retiraron todos los estudios que describieran la biomecánica del complejo tobillo-pie en inestabilidad crónica tras una intervención terapéutica, bien fuera un tratamiento conservador o un tratamiento quirúrgico.

- *Esguince reciente*. Se eliminaron los artículos en cuya muestra de participantes con inestabilidad crónica hubiera sujetos con un esguince reciente.
- *Hipermovilidad generalizada*. No se incluyeron en la revisión los artículos que analizaran la biomecánica en pacientes con síndromes de hipermovilidad generalizada, debido a la afectación del resto de articulaciones de miembro inferior.
- *Patología asociada*. Se excluyeron de la revisión aquellos estudios realizados en colectivos de personas con:
 - Patología a nivel lumbosacro
 - Lesiones músculo-esqueléticas, vasculares o cirugías en miembro inferior
 - Trastornos vestibulares o neurológicos
 - Enfermedades sistémicas graves
 - Trastornos degenerativos

❖ BÚSQUEDA EN MEDLINE

La búsqueda bibliográfica en la base de datos Medline se realizó a través de la plataforma Pubmed Central. Por las posibilidades que ofrece este buscador, se hicieron dos búsquedas: una búsqueda en términos MeSH y una búsqueda avanzada, que posteriormente se fusionaron en una.

Los términos MeSH empleados en este trabajo fueron los siguientes:

- **“Foot Joints”**.
- **“Biomechanical Phenomena”**
- **“Joint Instability”**

Para la búsqueda avanzada se utilizaron palabras clave y frases exactas recogidas como “*entry terms*” en los términos MeSH anteriores, es decir, se combinaron sinónimos de un mismo descriptor para hacer la búsqueda lo más completa posible. Además, se limitó la búsqueda a los apartados “*Título y Resumen*”.

- Las frases exactas utilizadas como sinónimos del término MeSH “*Foot Joints*” fueron **“Ankle Joint”, “Foot Joints”, “Foot Joint”, “Articulaciones Pedis”, “Intermetatarsal Joint” e “Intermetatarsal Joints”**
- Las palabras clave utilizadas como sinónimos del término MeSH “*Biomechanical Phenomena*” fueron ***Biomechanic** y *Kinematic****, ambas con truncamiento para incluir todos los términos con el mismo lexema.

- Las palabras clave utilizadas como sinónimos del término MeSH “*joint instability*” fueron ***Instabilit****, ***Hypermobilit**** y ***Laxit****, también con truncamiento.

Combinando estos términos con los operadores booleanos “AND” y “OR”, obtenemos la siguiente ecuación de búsqueda:

((("Joint Instability"[Mesh]) AND "Foot Joints"[Mesh]) AND "Biomechanical Phenomena"[Mesh]) OR (((("Ankle Joint" [tiab] OR "Foot Joints" [tiab] OR "Foot Joint" [tiab] OR "Articulationes Pedis" [tiab] OR "Intermetatarsal Joint" [tiab] OR "Intermetatarsal Joints" [tiab])) AND (Biomechanic* [tiab] OR Kinematic* [tiab])) AND (Instabilit* [tiab] OR Hypermobilit* [tiab] OR Laxit* [tiab]))

❖ BÚSQUEDA EN CINAHL

Para el resto de bases de datos se utilizaron las mismas palabras clave y frases exactas que en Medline pero adaptadas al diccionario propio de cada una. En el caso de CINAHL, se llevó a cabo una búsqueda a través de la plataforma Ebsco Host utilizando los descriptores del tesoro que se enumeran a continuación:

- “***Ankle Joint***”, “***Finger Joint***”, “***Subtalar Joint***” y “***Tarsal Joint***”
- “***Joint Instability***”
- “***Biomechanics***” y “***Kinematics***”

Se obtiene la siguiente ecuación de búsqueda al combinar las palabras clave con los operadores booleanos pertinentes:

((("MH "Ankle Joint") OR (MH "Finger Joint") OR (MH "Subtalar Joint") OR (MH "Tarsal Joint"))) AND (MH "Joint Instability)) AND ("Biomechanics") OR ("MH Kinematics")

❖ BÚSQUEDA EN SPORT DISCUSS

La búsqueda en Sport Discuss se realizó también a través de la plataforma Ebsco Host. Se utilizaron los siguientes términos recogidos en el tesoro propio de la base de datos:

- “***ANKLE***”, “***FOOT***”, “***SUBTALAR joint***” y “***TARSAL joint***”
- “***BIOMECHANICS***”, “***BIOMECHANICS in sports***”, “***KINEMATICS***” y “***KINEMATICS in sports***”
- “***JOINTS (Anatomy) -- Hypermobility***”

Combinando con los operadores booleanos correspondientes obtenemos la siguiente ecuación de búsqueda:

((((DE "ANKLE") OR (DE "FOOT")) OR (DE "SUBTALAR joint")) OR (DE "TARSAL joint")) AND (((DE "BIOMECHANICS") OR (DE "BIOMECHANICS in sports")) OR (DE "KINEMATICS")) OR (DE "KINEMATICS in sports") AND (DE "JOINTS (Anatomy) -- Hypermobility"))

❖ BÚSQUEDA EN SCOPUS

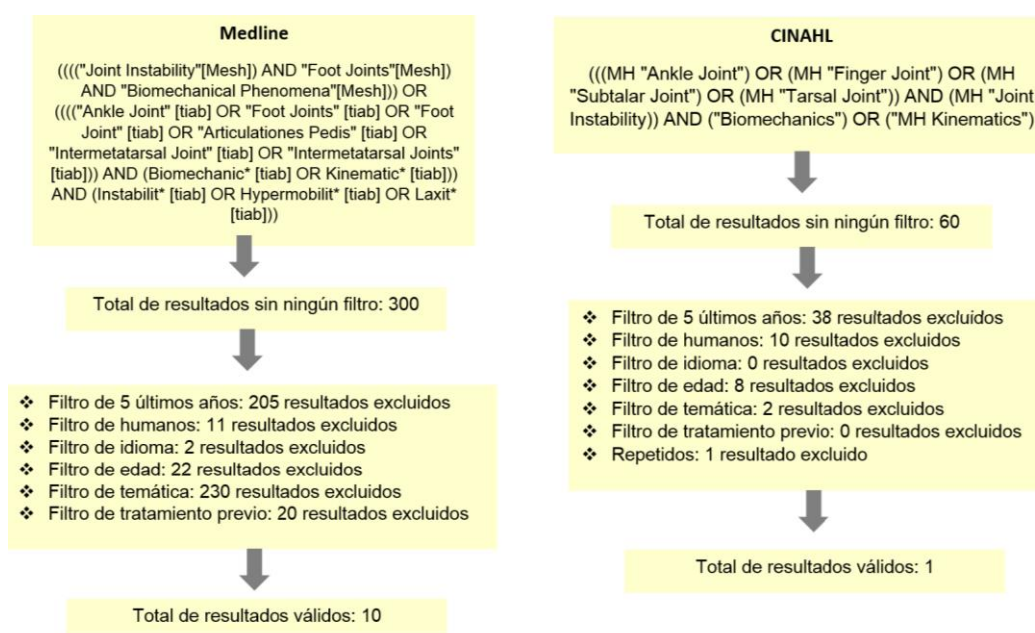
Se realizó la directamente desde la página web de la base de datos. La búsqueda se limitó a los campos de "Título, Resumen y Palabras clave". Los términos utilizados son los siguientes:

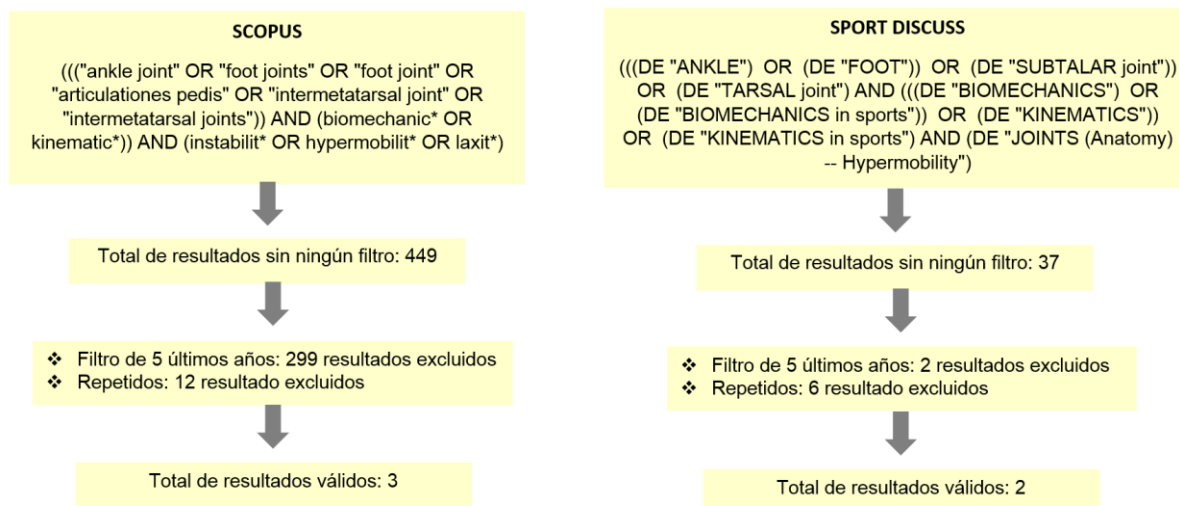
- **"Ankle Joint", "Foot Joints", "Foot Joint", "Articulationes Pedis", "Intermetatarsal Joint" y "Intermetatarsal Joints"**
- **Biomechanic* y Kinematic***
- **Instabilit*, Hypermobilit* y Laxit***

La ecuación de búsqueda que se obtiene se muestra a continuación:

((("ankle joint" OR "foot joints" OR "foot joint" OR "articulationes pedis" OR "intermetatarsal joint" OR "intermetatarsal joints")) AND (biomechanic* OR kinematic*)) AND (instabilit* OR hypermobilit* OR laxit*

Se selecciona un total de 16 artículos válidos para la revisión que cumplen los criterios de inclusión. En el siguiente esquema se muestra la ecuación de búsqueda utilizada en cada base de datos y los resultados obtenidos.





RESULTADOS

Hemos obtenido 16 resultados válidos que se dividen en dos grandes grupos: artículos relacionados con la marcha y/o carrera y artículos relacionados con el salto y/o aterrizaje. Como excepción, uno de los estudios (45) combina actividades de ambos: carrera, salto y aterrizaje.

❖ ARTÍCULOS RELACIONADOS CON LA MARCHA Y/O CARRERA

Terada M, Bowker S, Thomas AC, Pietrosimone B, Hiller CE, Rice MS, et al. Alterations in stride-to-stride variability during walking in individuals with chronic ankle instability. Hum Mov Sci. 2015 Apr;40:154–62.

Objetivo. El objetivo de este estudio fue evaluar la variabilidad en las características métricas de la marcha en individuos con CAI y sanos mediante un análisis no lineal. Los autores parten la de hipótesis inicial de que los individuos con CAI presentarían una disminución de la variabilidad en comparación con los controles sanos.

Material y métodos. Tomaron una muestra formada por 25 sujetos con CAI y un grupo control de 27 personas. Se les pidió que caminaran en una cinta de correr durante 3 minutos a una velocidad auto-seleccionada mientras se recogían los datos cinemáticos en los planos sagital y frontal usando 12 cámaras y un software de captura y procesamiento del movimiento.

Resultados. No se encontraron diferencias significativas entre los grupos en la velocidad auto-seleccionada. Los resultados apoyan parcialmente la hipótesis inicial ya que los participantes con CAI mostraron una variabilidad significativamente menor en la cinemática del tobillo en el plano frontal y patrones de movimiento más rígidos en comparación con el grupo control.

Chinn L, Dicharry J, Hertel J. Ankle kinematics of individuals with chronic ankle instability while walking and jogging on a treadmill in shoes. Phys Ther Sport. 2013 Nov;14(4):232–9.

Objetivo. El objetivo de este estudio fue evaluar la cinemática del tobillo en los planos frontal y sagital en sujetos con CAI en comparación con controles sanos, durante la marcha y la carrera con calzado. Se planteó la hipótesis de que los sujetos con CAI tendrían una mayor inversión justo antes e inmediatamente después de iniciar el contacto con el suelo. También se planteó la hipótesis de que los sujetos con CAI tendrían mayor flexión plantar.

Material y métodos. Se seleccionaron 15 sujetos con CAI y 13 como grupo control. Los datos cinemáticos y las FRS se recogieron mediante un sistema formado por 12 cámaras y un dispositivo específico colocado debajo de la placa de fuerza. Todos los sujetos usaron las zapatillas para correr *Brooks Deyface* con la zona talón y las cabezas del I y V metatarsiano libres de tela. Se les pidió a los sujetos que caminaran y corrieran a una velocidad de 1.34 m/s y 2.68 m/s, respectivamente, dejando 5 minutos de descanso entre cada actividad.

Resultados. En la marcha, el grupo CAI tuvo una media de casi 3° menos de flexión dorsal del 42-51% del ciclo de la marcha en comparación con el grupo control. No se encontraron diferencias con significación estadística ni en las posiciones de inversión/eversión del retropié ni en el plano frontal. Al correr, el grupo CAI mostró menor flexión dorsal del 54-68% del ciclo y mayor inversión del 4-96% en tres intervalos concretos: 11-18%, 33-39% y 79-84%.

Gigi R, Haim A, Luger E, Segal G, Melamed E, Beer Y, et al. Deviations in gait metrics in patients with chronic ankle instability: a case control study. J Foot Ankle Res. 2015;8(1):1.

Objetivo. Este estudio tiene dos objetivos. En primer lugar, examinar las alteraciones métricas espacio-temporales de la marcha en pacientes con CAI en comparación con sujetos sanos. La hipótesis inicial era que los pacientes con CAI mostrarían patrones de marcha deteriorados. En segundo lugar, examinar la relación entre la auto-percepción de la gravedad de la enfermedad (evaluación subjetiva del paciente) y la magnitud de las anomalías de la marcha

(evaluación objetiva). La hipótesis inicial era que habría una correlación entre ambas. Para esta revisión tendremos en cuenta solo los resultados relacionados con el primer objetivo.

Material y métodos. Se incluyeron 44 pacientes con CAI y 53 controles sanos. Los datos sobre los pacientes se recogieron de los archivos médicos y registros. Para calcular las medidas espacio-temporales de la marcha, se les pidió a los sujetos que caminaran descalzos sobre una plataforma computarizada a una velocidad auto-seleccionada.

Resultados. Hubo diferencias significativas en el índice de masa corporal (IMC) entre pacientes con CAI y el grupo control, sin embargo, se analizó como una co-variante por lo que los autores asumieron que no afectaba a los resultados. No hubo diferencias en los patrones de marcha entre los pacientes con CAI unilateral y bilateral. Sin embargo, se encontraron diferencias significativas en la velocidad, la cadencia, la longitud de paso, la longitud de zancada y el tiempo de apoyo monopodal, que fueron significativamente menores en los pacientes con CAI en comparación con el grupo control. Se observó también un aumento en el tiempo de doble apoyo y en la anchura de la base de apoyo en los sujetos con CAI.

Brown C. Foot clearance in walking and running in individuals with ankle instability. Am J Sports Med. 2011 Aug;39(8):1769-76.

Objetivo. El objetivo de este estudio fue determinar si los sujetos con MI o FI de tobillo presentan menor distancia suelo-pie y una posición en mayor inversión y flexión plantar durante la fase final de la oscilación en marcha y carrera en comparación con un grupo de pacientes con esguince de tobillo reciente (copers).

Material y métodos. Se seleccionó un total de 33 atletas masculinos (11 con MI, 11 con FI y 11 copers). Los datos cinemáticos se recopilaban mediante un sistema electromagnético sincronizado con una plataforma de fuerza no conductora. Se midieron los tres componentes de la FRS, la altura del metatarso (distancia suelo-pie), la flexión plantar, la inversión y las rotaciones del tobillo. Los participantes estaban descalzos sobre una cinta de correr y debían caminar a una velocidad de 1.2-1.4 m/s y correr a una velocidad de 2.5-3.5 m/s.

Resultados. El grupo FI mostró valores mayores de flexión plantar en comparación con el grupo MI, mientras que en los sujetos con MI se observaron valores mayores de rotación externa en relación a los copers. El grupo MI tenía menor flexión plantar máxima y mínima que el grupo FI y mayor eversión que los copers. Tanto el grupo MI como el grupo FI presentaron mayor rotación externa, mientras que el grupo MI mostró menor rotación interna que los copers. Al correr, los sujetos con MI tuvieron mayor rotación externa durante la fase

final de la oscilación. Todos los sujetos con inestabilidad presentaron menor altura mínima del metatarsiano. El grupo FI mostró menos flexión plantar mínima comparado con el grupo MI, mientras el grupo MI mostró mayor rotación externa que el resto.

De Ridder R, Willems T, Vanrenterghem J, Robinson M, Pataky T, Roosen P. Gait kinematics of subjects with ankle instability using a multisegmented foot model. Med Sci Sports Exerc. 2013 Nov;45(11):2129–36.

Objetivo. El objetivo de este estudio fue comparar la cinemática del complejo tobillo-pie durante la fase de apoyo de la marcha entre los controles sanos, sujetos asintomáticos con un esguince de tobillo reciente (copers) y los pacientes con CAI. El estudio tomó como base un modelo rígido de pie como es el Ghent Foot Model (modelo multisegmentario validado). La hipótesis de inicio fue que se encontraría una posición de mayor inversión y una reducción de la dorsiflexión en los individuos con CAI.

Material y métodos. Se seleccionaron 29 sujetos con CAI, 24 copers y 24 controles. Se les pidió que caminaran a lo largo de una cinta de correr de 20 metros de largo sincronizada con una plataforma de fuerza mientras se grababa con un sistema electrónico compuesto por 7 cámaras (una de ellas convencional). Los participantes debían caminar descalzos a una velocidad constante de 1.5 m/s y correr a una velocidad de 3.5 m/s.

Resultados. Los resultados se expresan mediante la relación entre segmentos adyacentes:

- El pie (entendido como un segmento rígido) en relación a la tibia y peroné. El análisis de la marcha mostró un ángulo de eversión significativamente mayor en el grupo CAI del 11-73% de la fase de apoyo, y en los copers del 19-73% en comparación con los controles.
- El retropié en relación a la tibia y peroné. Durante la carrera se observó una eversión significativamente mayor en el grupo CAI del 56-73% de la fase de apoyo, y en los copers del 29-86% en comparación con los controles.
- El primer radio en relación al mediopié. Tanto al caminar como al correr los grupos CAI y copers mostraron una inversión significativamente mayor en relación al grupo control. Estas diferencias se observaron en la fase de apoyo del 87-98% (marcha) y del 56-91% (carrera) en el grupo CAI, y del 10-83% (marcha) y del 28-30% (carrera) en los copers.
- En el mediopié en relación a la tibia y peroné, en la parte lateral del antepié en relación al mediopié y en el primer radio en relación al antepié, no se encontraron diferencias significativas ni al caminar ni al correr.

Dundas MA, Gutierrez GM, Pozzi F. Neuromuscular control during stepping down in continuous gait in individuals with and without ankle instability. J Sports Sci. 2014;32(10):926–33.

Objetivo. El objetivo de este estudio fue investigar la función neuromuscular al bajar un escalón en personas con CAI en comparación con sujetos sanos y con un grupo de individuos con una historia de esguinces de tobillo pero que actualmente están asintomáticos.

Material y métodos. Se incluyeron en el estudio un total de 33 participantes: 11 con CAI, 9 asintomáticos y 13 controles. Se recogieron los datos cinemáticos y la FRS a través de marcadores reflectantes capturados por un sistema de cámaras y una plataforma de fuerza. A mayores se añadieron electrodos para registrar la señal electromiográfica del TA y PLL durante los 200 ms antes y después de bajar el escalón. Los participantes debían caminar descalzos sobre una cinta de correr de 8.5 m, bajar un escalón de 15 cm localizado en el centro de la plataforma y continuar caminando.

Resultados. No se hallaron diferencias entre los grupos en la longitud de paso. Sin embargo, se encontraron alteraciones en la actividad preparatoria y reactiva del tibial anterior: el grupo asintomático mostró significativamente mayor actividad en comparación con el grupo control y el grupo CAI. No hubo diferencias en los tiempos de activación del PLL. También se encontraron diferencias en la cinemática del tobillo durante la bajada del escalón, ya que el grupo asintomático mostró significativamente menor flexión plantar que el resto. No hubo diferencias en el ángulo de inversión entre los grupos.

Morrison KE, Hudson DJ, Davis IS, Richards JG, Royer TD, Dierks TA, et al. Plantar pressure during running in subjects with chronic ankle instability. Foot Ankle Int. 2010 Nov;31(11):994–1000.

Objetivo. El objetivo de este estudio fue identificar las diferencias en los valores de las presiones plantares del pie durante la carrera entre sujetos con CAI, sujetos que se recuperaron completamente de un único esguince de tobillo y controles no lesionados. La hipótesis inicial fue que los sujetos con CAI mostrarían un centro de presión lateralizado durante las fases de carga y una distribución de las cargas lateralizada al abordar el suelo.

Material y métodos. Se incluyeron 15 participantes para cada grupo que debían correr descalzos a una velocidad de 3,65 m/s sobre una pista de 19 m. Las distribuciones de las presiones plantares se analizaron a través de una colchoneta de 422 mm x 488 mm modelo Teskan colocada en el centro de la pista. Se obtuvieron las siguientes variables: presiones en

las zonas medial y lateral del retropié durante el contacto del talón con el suelo, el COP durante la respuesta inicial de la carga, la dirección de la carga y el ángulo de trayectoria del COP (Θ) durante la fase de carga.

Resultados. El grupo CAI tenía significativamente mayor peso e IMC que el grupo control y los sujetos asintomáticos. Tal y como sugerían, los pacientes con CAI mostraron lateralización de las cargas en el retropié y lateralización de la trayectoria del COP durante la fase de carga en comparación con los controles y sujetos asintomáticos.

Herb C. Collin, Chinn L, Dicharry J, McKeon P O, Hart J M, Hertel J. Shank-Rearfoot Joint Coupling With Chronic Ankle Instability. Journal of Applied Biomechanics. 2014 Jun;30(3):366–72.

Objetivo. El objetivo de este estudio fue identificar las diferencias en la magnitud, el VCV y el ángulo resultante (Θ) entre el retropié y los huesos de la pierna (tibia y peroné) en sujetos con CAI y en controles sanos durante todo el ciclo de la marcha. Se planteó la hipótesis de que los individuos con CAI mostrarían mayor magnitud, mayor Θ , pero menos VCV inmediatamente antes y después del contacto inicial.

Material y métodos. Participaron un total de 28 personas: 13 sanos y 15 con CAI. Se calculó la cinemática de la marcha a partir de marcadores reflectantes usando un sistema de 12 cámaras. Los datos de la FRS se recogieron gracias a calibradores de tensión incrustados debajo de la placa de fuerza. Todos los sujetos usaron las zapatillas Brooks Deyface con la zona del talón y las cabezas del I y V metatarsiano agujereadas. Se les pidió que caminaran y corrieran en una cinta de correr a una velocidad de 4.83 m/s y 9.66 m/s, respectivamente.

Resultados. Durante la marcha, el grupo CAI tenía un Θ significativamente menor durante el inicio y el final de la fase de oscilación en comparación con los controles; menor variabilidad desde el final de la fase de apoyo, despegue de los dedos e inicio de la fase de oscilación; y una magnitud significativamente mayor al principio de la fase de oscilación, y significativamente menor al final de esta. Durante la carrera, los pacientes con CAI mostraron Θ significativamente menores durante el inicio de la fase de apoyo, apoyo medio y apoyo final. No se encontraron diferencias en la magnitud o en el VCV.

❖ ARTÍCULOS RELACIONADOS CON EL SALTO Y/O ATERRIZAJE

Suda EY, Sacco IC. Altered leg muscle activity in volleyball players with functional ankle instability during a sideward lateral cutting movement. Physical Therapy in Sport. 2011;12(4):164–70.

Objetivo. El objetivo de este estudio fue investigar los patrones de activación del tibial anterior, peroneo lateral largo y gastrocnemio lateral durante una maniobra de salto lateral en jugadores de voleibol con inestabilidad funcional de tobillo. La hipótesis principal del estudio era que los individuos con FI mostrarían una activación muscular alterada en el desempeño de la actividad. En concreto, sugirieron que los tres músculos se activarían menos, con mayor retardo tras el contacto con el suelo y con un pico de actividad menor en los pacientes con FI.

Material y métodos. Se evaluaron los músculos de 34 adultos jugadores de voleibol profesional (16 con CAI y 18 control) por medio de electromiografía de superficie. La maniobra de salto lateral comenzaba con los participantes en posición de cuclillas al lado de la plataforma de fuerza y se les pedía que saltaran lateralmente dos veces golpeando la plataforma. Debían ejecutar el movimiento lo más rápido posible y en un patrón similar.

Resultados. Los principales resultados mostraron evidencia para apoyar la hipótesis inicial de que los jugadores con FI de tobillo presentarían una activación muscular alterada: una actividad significativamente menor del PLL durante los 50 ms antes del contacto inicial; una magnitud significativamente mayor para el GL y significativamente menor para el PLL; y una estrategia motora diferente en relación al grupo control: el GL y PLL se activaban simultáneamente seguidos del TA que se activaba significativamente más tarde. Sin embargo, no se encontraron diferencias significativas entre los grupos en el pico de fuerza vertical ni en la preactivación muscular antes del contacto inicial con el suelo.

Monteleone BJ, Ronsky JL, Meeuwisse WH, Zernicke RF. Ankle kinematics and muscle activity in functional ankle instability. Clin J Sport Med. 2014 Jan;24(1):62–8.

Objetivo. El objetivo de este estudio fue evaluar la cinemática y la actividad muscular del tobillo en sujetos con y sin FI durante un movimiento de salto lateral. Se planteó la hipótesis de que el grupo FI haría el contacto con el suelo en una posición de mayor inversión, ADD y flexión plantar. También se planteó que tendrían una menor actividad del PLL y el TA y una actividad mayor del gastrocnemio y el sóleo durante el contacto inicial.

Material y métodos. Se tomó una muestra de 12 sujetos con FI y 12 sujetos como grupo control. Se recogieron los datos a través de un sistema de cámaras, dos plataformas de fuerza y electrodos de superficie en los 4 músculos a valorar. El movimiento consistía en una secuencia rápida de saltos monopodales latero-mediales durante 6 segundos librando un objeto colocado al lado de la plataforma.

Resultados. Los resultados muestran un patrón de actividad muscular similar en ambos grupos pero se contradicen con la hipótesis planteada inicialmente: los valores de actividad de los cuatro grupos musculares fueron consistentemente mayores en el grupo FI y además mostraron una mayor dorsiflexión de tobillo en comparación con los sujetos control.

Cheng-Feng Lin, Chin-Yang Chen, Chia-Wei Lin. Dynamic Ankle Control in Athletes With Ankle Instability During Sports Maneuvers. American Journal of Sports Medicine. 2011 Sep;39(9):2007–15.

Objetivo. El objetivo de este estudio fue investigar el control dinámico del tobillo de los atletas con y sin inestabilidad de tobillo durante un aterrizaje. Las hipótesis iniciales que se plantearon fueron que el índice de co-contracción y la rigidez dinámica serían menores; el ángulo de inversión sería mayor; y el nivel de activación muscular de los eversores de tobillo sería menor en los individuos con CAI en comparación con los sujetos sanos.

Material y métodos. Se evaluaron 15 atletas recreativos con CAI y 15 sanos. Todos llevaban calzado deportivo con pequeños agujeros para la colocación de los electrodos. Se les pidió que ejecutaran dos actividades. La primera consistía en correr a lo largo de una línea recta con el pie inestable (grupo CAI) o el pie dominante (control) sobre una plataforma de fuerza. En la segunda tarea debían correr lo más rápido posible hacia dos placas de fuerza, parar en doble apoyo antes de alcanzarlas y saltar aterrizando en apoyo bipodal. Para la recogida de datos se sirvieron de un sistema de cámaras que grababan el movimiento de 21 marcadores, dos placas de fuerza que registraban las FRS y un sistema de EMG superficial sobre el TA, el GL, y el PLL en el lado inestable (grupo CAI) o en el lado dominante (grupo control).

Resultados. No hubo diferencias significativas entre ambos grupos en la ejecución de la tarea, es decir, en la velocidad y en la altura del salto. Durante la carrera, el grupo CAI mostró un ángulo de inversión significativamente mayor que el grupo control en el 70% de la carrera antes del salto. Sin embargo no hubo ninguna diferencia estadística entre los dos grupos en el ángulo pico de inversión del tobillo o en el ángulo pico de eversión en la fase post-aterrizaje. En el grupo CAI se encontró una rigidez dinámica del tobillo significativamente menor en

comparación con el grupo control en la carrera. Sin embargo, no hubo diferencias significativas entre los dos grupos en el índice de contracción de TA/PLL y TA/GL en la fase de aterrizaje. Durante la actividad más compleja “parar-saltar-aterrizar” el grupo CAI mostró mayor inversión y menor ángulo de eversión pico de tobillo que el grupo control en el 70% de la fase post-aterrizaje. No se observaron diferencias entre los grupos en la rigidez de tobillo ni en el índice de contracción del TA/GL. Sin embargo, se observó un índice de contracción TA/PLL menor en el grupo CAI en la fase II del aterrizaje (100 ms antes de abordar el suelo) y una señal electromiográfica mayor del PLL en el grupo CAI.

Terada M, Pfile KR, Pietrosimone BG, Gribble PA. Effects of chronic ankle instability on energy dissipation in the lower extremity. Med Sci Sports Exerc. 2013 Nov;45(11):2120–8.

Objetivo. El objetivo de este estudio fue investigar los patrones de disipación de energía del miembro inferior en el plano sagital durante una actividad de “parar-saltar” en pacientes con CAI. La hipótesis inicial plantea que los sujetos con CAI no mostrarían diferencias en la disipación total de la energía en el miembro inferior, pero habría alteraciones de la contribución de cada articulación: cadera, rodilla y tobillo. Para esta revisión, nos centramos solo en los resultados relativos al tobillo.

Material y métodos. Participaron en el estudio 19 pacientes con CAI unilateral y 19 sujetos sanos. Los datos se recogieron a través de marcadores electromagnéticos sincronizados con una plataforma de fuerza. Se determinó la Vertmax para cada participante y se colocó un objeto al final de la plataforma al 50% de la Vertmax. La tarea que se les pedía consistía en permanecer de pie sobre la plataforma de fuerza a una distancia del objeto igual a su estatura, avanzar con el lado inestable la mitad del recorrido, realizar un salto monopodal vertical para calcular la distancia al objeto y finalmente saltar para alcanzarlo aterrizando en apoyo bipodal.

Resultados. Se analizaron los datos a los 50-100-150-200 ms después del contacto con el suelo. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos en los porcentajes relativos al tobillo durante los 100 ms inmediatamente después del contacto inicial. Los resultados indican que el grupo CAI mostró una contribución significativamente mayor del tobillo a la disipación de energía del miembro inferior a los 100 ms. En el resto de intervalos no se encontraron diferencias significativas. Sin embargo, tal y como se planteaban los autores, la disipación absoluta de energía fue igual en ambos grupos.

De Ridder R, Willems T, Vanrenterghem J, Robinson MA, Roosen P. Lower Limb Landing Biomechanics in Subjects with Chronic Ankle Instability. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2015 Jun;47(6):1225–31.

Objetivo. El objetivo de este estudio fue evaluar la cinemática del tobillo, rodilla y cadera en los planos sagital y frontal durante un salto en pacientes con CAI en comparación con controles sanos. Para esta revisión nos centraremos solo en los resultados relativos al tobillo.

Material y métodos. Se seleccionaron 28 pacientes con CAI y 28 controles sanos. Se les pidió que ejecutaran un protocolo de saltos hacia delante y hacia lateral descalzos: en primer lugar, realizaban un salto bipodal hacia delante sobre un obstáculo de 30 cm situado una distancia igual al 40% de su altura; en segundo lugar, se les pidió que ejecutaran una maniobra de salto lateral sobre un objeto de 15 cm situado a una distancia igual al 33% de su altura. El aterrizaje debía ser monopodal y mantenido en equilibrio durante 5 segundos. Los datos cinemáticos y de la FRS se recogieron mediante un sistema de 8 cámaras y una plataforma de fuerza.

Resultados. No se encontraron diferencias significativas en la cinemática de la cadera, rodilla y tobillo, independientemente de la dirección de salto.

Yuta Koshino, Masanori Yamanaka, Yuya Ezawa, Tomoya Ishida, Takumi Kobayashi, Mina Samukawa, et al. Lower limb joint motion during a cross cutting movement differs in individuals with and without chronic ankle instability. Physical Therapy in Sport. 2014 Nov;15(4):242–8.

Objetivo. El objetivo de este estudio fue evaluar la cinemática de la cadera, la rodilla y el tobillo durante movimientos de salto y cambio de dirección en individuos con CAI. Se planteó la hipótesis de que se encontraría una alteración en la cinemática de la cadera y rodilla y una mayor inversión del tobillo en los sujetos con CAI en comparación con los controles. Para esta revisión, vamos a centrarnos solo en los resultados relativos a la articulación del tobillo.

Material y métodos. Se incluyeron 12 atletas en cada grupo. Todos los participantes llevaban el mismo modelo de zapatillas con agujeros para permitir la colocación de marcadores. Los datos cinemáticos y de la FRS se recogieron gracias a un sistema formado por 6 cámaras y una plataforma de fuerza previamente sincronizados. Se solicitaron dos actividades: en la primera, debían caminar sobre la plataforma, parar repentinamente y cambiar la dirección de la marcha hacia el lado del tobillo inestable; en la segunda, permanecían agachados frente a la plataforma de fuerza, saltaban hacia delante y una vez en contacto con la plataforma giraban 45° y caminaban lo más rápido posible.

Resultados. La velocidad de la marcha, el tiempo de apoyo y las FRS fueron similares entre los dos grupos aunque fueron significativamente diferentes entre las dos tareas: la actividad de “saltar-girar” se asoció con una mayor velocidad, tiempo de apoyo menor y FRS máximas en comparación con la maniobra “caminar-girar”. No hubo diferencias significativas entre el grupo CAI y el grupo control en ninguna actividad en los ángulos de inversión/eversión y flexión plantar/flexión dorsal de tobillo.

Brown C, Bowser B, Simpson K J. Movement variability during single leg jump landings in individuals with and without chronic ankle instability. Clinical Biomechanics. 2012;27(1):52–63.

Objetivo. El objetivo de este estudio fue determinar las diferencias en la variabilidad de movimiento en el tobillo, rodilla, cadera y tronco en los tres planos de movimiento entre pacientes con MI, FI, copers y controles sanos durante un salto monopodal en direcciones anterior y latero-medial. Se planteó la hipótesis de que los individuos con CAI mostrarían mayor variabilidad comparado con los copers y los controles sanos en todas las articulaciones durante el intervalo de 250 ms antes a 1 segundo después de abordar el suelo. Para esta revisión nos centraremos solo en los resultados relativos al tobillo.

Material y métodos. Se reclutó un total de 88 participantes (21 con MI, 23 con FI, 20 copers y 24 controles). Se recogieron los datos cinemáticos y de la FRS a través de una plataforma de fuerza y 7 cámaras digitales que capturaban el movimiento de los marcadores previamente colocados sobre los sujetos. Se midió la Vertmax como referencia para tomar la distancia que debían saltar (50% de la Vertmax) y se les pidió que ejecutaran los saltos en las tres direcciones aterrizando solo con el miembro a valorar.

Resultados. La hipótesis inicial se contradice con los resultados encontrados: no se encontraron diferencias en la cinemática del tobillo entre los grupos y los individuos con CAI mostraron menor variabilidad que los controles.

Pionnier R, Découfour N, Barbier F, Popineau C, Simoneau-Buessinger E. Unipodal landing in individuals with unilateral chronic ankle instability. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2014;17 Suppl 1:100–1.

Objetivo. El objetivo de este estudio fue evaluar el aterrizaje unipodal en pacientes con CAI en comparación con su lado contralateral y con personas sanas. Se supuso que su cinemática y patrones cinéticos podrían explicar la presencia de “giving away” y/o esguinces de tobillo.

Material y métodos. Se incorporaron 10 pacientes con CAI y 10 controles sanos. La actividad consistía en hacer una caída monopodal desde una altura de 15 cm a una plataforma de fuerza y equilibrarse durante 20 segundos tras el aterrizaje. Se evaluaron tanto la cinemática como las FRS, mediante un sistema de cámaras y una plataforma de fuerza en el intervalo de 0.2 segundos antes de abordar el suelo hasta los 0.2 segundos después. El complejo tobillo pie se dividió en segmentos para estudiar los movimientos relativos entre ellos.

Resultados. No destaca ningún resultado cinemático entre ambos miembros (inestable y contralateral) ni ninguna diferencia cinética. Sin embargo, en relación a los sujetos sanos, los participantes con CAI mostraron significativamente menor flexión plantar durante los 0.14 segundos antes de abordar el suelo y menor ADD en el intervalo de 0.17-0.12 segundos. El mediopié de los pacientes con CAI mostró significativamente mayor ABD en el intervalo 0.20-0.05 segundos después de abordar el suelo. Respecto al retropié, en el grupo CAI hubo mayor flexión en el intervalo de 0.19 segundos antes del contacto inicial a 0.02 después, y de 0.08-0.16 segundos después.

DISCUSIÓN

El objetivo principal de este trabajo fue revisar la evidencia científica en los últimos 5 años sobre la biomecánica en carga dinámica del complejo tobillo-pie post-esguince de LLE de tobillo. Se han recuperado un total de 16 artículos científicos que cumplían los criterios de inclusión anteriormente comentados. Los hemos dividido en dos grandes grupos dependiendo del tipo de actividad funcional al que hicieran referencia: 8 estudios sobre la biomecánica en marcha y/o carrera y 8 sobre el salto y/o aterrizaje.

Los resultados recopilados sobre la marcha y/o carrera recogen investigaciones sobre las variables espacio-temporales, las características cinemáticas y cinéticas y la actividad muscular. Por su parte, los resultados obtenidos sobre el salto y/o aterrizaje incluyen estudios sobre las variables cinemáticas y cinéticas, sobre la actividad muscular y uno sobre los patrones de disipación de energía del miembro inferior.

❖ MARCHA Y/O CARRERA

Obtuvimos dos artículos que evaluaban la variabilidad en las características métricas de la marcha en individuos con CAI en comparación con sujetos sanos (35, 37). En el estudio de

Terada et al. (35) los resultados apoyan parcialmente la hipótesis de que existe una pérdida de variabilidad óptima en los pacientes con CAI en el plano frontal. Una posible explicación que sugieren los autores es que la pérdida de variabilidad óptima del tobillo durante la marcha podría tener relación con la alteración del feedback y el feedforward del PLL (35). Sin embargo, esta suposición no coincide con los resultados encontrados en el estudio de Dundas et al. (40). Recordemos que este estudio valoraba la cinemática y la actividad muscular del PLL y TA al bajar un escalón durante la marcha. En este caso no encontraron diferencias significativas en el tiempo de activación del PLL, quizás porque la actividad que se describe difiere en el patrón biomecánico con respecto a una marcha normal. Tampoco en el estudio de Lin et al. (45) analizado para esta revisión, se encontraron diferencias entre grupos en la actividad del PLL durante la marcha, aunque sí durante la carrera (menor índice de contracción TA/PLL).

En ese mismo estudio también cabe destacar el hallazgo de una rigidez articular en el plano sagital menor en pacientes con CAI (45). En otras palabras, la articulación del tobillo de los individuos con CAI mostraba una estabilidad más pobre que la de los individuos sanos cuando se aplicaba una fuerza externa al pie. La baja rigidez puede hacer que la articulación se mueva más allá de su límite fisiológico, causando una torsión repentina o un desgarro de los ligamentos cercanos, con el consecuente daño de los mecanorreceptores (52). No obstante, se podría argumentar que estos resultados no son suficientes para describir los movimientos del complejo tobillo-pie ya que las mediciones solo se han hecho atendiendo a un único plano de movimiento. En esta misma línea, el estudio de Herb et al. (42), que recordemos que investigaba la movilidad del retropié, aporta un apoyo a la hipótesis de que los sujetos con CAI presentan menor rigidez del tobillo ya que encontraron una mayor movilidad relativa del retropié.

En el estudio de Gigi et al. (37) se encontraron diferencias entre los sujetos con CAI y el grupo control en las variables métricas de la marcha. Este estudio coincide con el de Terada et al. (35) en que los pacientes con CAI alteran las características métricas de la marcha, aunque por desgracia, en el primero no se recogieron datos específicos sobre las variables y los autores optaron por no filtrar los datos. La falta de filtrado la justifican como la mejor forma de representar la variabilidad del sistema sensoriomotor, pero podría ocurrir que se colaran datos anómalos que sesgaran los resultados (35).

Los autores de ambas investigaciones, sobre la base de trabajos previos, concluyen que los pacientes con CAI alteran sus patrones de marcha y eligen mecanismos protectores como estrategia estrella para reducir la sensación de inestabilidad de tobillo durante la locomoción (35, 37). Existe evidencia de los déficits sensoriomotores y las alteraciones del equilibrio en

pacientes con inestabilidad funcional de tobillo que pueden ser expresados en medidas dinámicas como la marcha (52). En su estudio, Gigi et al. (37) sugieren que el aumento de la base de apoyo puede interpretarse como una medida para aumentar la estabilidad. Por la misma razón, creen que la reducción del apoyo monopodal y el incremento en el tiempo de doble apoyo son estrategias compensatorias adoptadas para reducir los momentos en la marcha donde todo el peso del cuerpo lo sustenta una sola extremidad y asegurar la estabilidad en apoyo bipodal antes de iniciar la oscilación de un miembro (37). No existe bibliografía que analice estos parámetros en individuos con CAI, con lo que la validez de estos resultados hay que tomarla con cautela.

Sin embargo, en el estudio de Dundas et al. (40), no hallaron diferencias entre el grupo control y el grupo CAI en la longitud de paso. Las diferencias en los resultados podrían explicarse por las diferencias en el método. En el estudio de Gigi et al. (37) la muestra de pacientes es más del doble que en el estudio de Dundas et al. (40) y se especifica que en el grupo control el miembro inferior izquierdo será el valorado como inestable. Durante la prueba, Gigi et al. (37) no tuvieron en cuenta los 3 primeros y los 3 últimos metros para evitar datos anómalos por aceleración o deceleración, mientras que Dundas et al. (40) no tuvieron tal precaución. Además, los pacientes podrían haber alterado su patrón de marcha por la inminente presencia de un escalón en su trayectoria (40). Por último, en el estudio de Gigi et al. (37) hubo diferencias significativas en el IMC, y aunque los autores lo consideraran como una co-variable y presupusieran que no influiría en los resultados, esto podría no ser del todo cierto.

En cuanto al análisis de la cinemática y la cinética articular durante la marcha y carrera, vuelve a haber discrepancias.

Chinn et al. (36) encontraron una menor flexión dorsal del 42-51% del ciclo del ciclo de la marcha, lo que coincide solo parcialmente con los resultados del estudio de Brown et al. (38). Estos últimos dividieron los pacientes con CAI en dos grupos según tuvieran MI o FI y observaron que mientras que el grupo con FI mostraba menor flexión dorsal, el grupo con MI tenían menor flexión plantar máxima y mínima en relación a los sujetos con FI (38). Esta diferencia en los individuos con MI podría ser debida al mecanismo de producción de la inestabilidad crónica, principalmente por el componente de laxitud ligamentaria, y al hecho de que Chinn et al. (36) no hayan clasificado los sujetos en dos grupos para su estudio.

En cuanto a los parámetros de inversión/eversión durante la marcha, de nuevo hay discrepancias entre los autores. Chinn et al. (36) no hallaron diferencias significativas y sin embargo Brown et al. (38) describen en ambos grupos (FI y MI) un aumento de la rotación externa del pie en relación a los copers. Además, encontraron que el grupo MI presentaba mayor eversion y menor rotación interna, también en relación a los sujetos copers (38). El

incremento de la eversión descrito en el grupo MI concuerda con el estudio de Ridder et al. (39). En este caso, los resultados se expresaron mediante la relación entre segmentos adyacentes de tal manera que encontró un aumento de la eversión del pie en conjunto y del retropié en relación a la pierna, es decir, durante la fase de apoyo medio el pie primero avanzaba hacia una posición de máxima eversión y posteriormente iniciaba la inversión (39). También se observó un aumento de la inversión de la zona medial del antepié en relación al mediopié, es decir, al final de la fase de apoyo de la marcha y la carrera, la parte medial del antepié hacía un movimiento de inversión (39).

En la carrera, Chinn et al. (36) describieron una menor flexión dorsal del 54-68% del ciclo de la marcha. Fueron los únicos autores de esta revisión que encontraron diferencias en los ángulos de flexión dorsal/ flexión plantar al correr. También hallaron un aumento de la inversión en tres intervalos específicos de la carrera (11-18%, 33-39% y 79-84%), lo cual coincide con el ángulo de inversión significativamente mayor que encontraron durante la carrera Lin et al. (45). En el estudio de Brown et al. (38) no se describen diferencias en los ángulos de inversión/eversión durante la carrera.

En el estudio de Chinn et al. (36) el grupo CAI mostró menos flexión dorsal durante la fase de oscilación de la marcha. Esto coincide con el estudio de Brown et al. (38) ya que los individuos con inestabilidad de tobillo tuvieron menor altura mínima del metatarsiano que los sujetos con una historia de esguinces de tobillo sin síntomas residuales. Aunque los resultados son similares, Brown et al. (38) no describieron los datos en la fase de oscilación, por lo que se desconoce si las diferencias encontradas ya ocurrían en ese momento.

A primera vista, parece que los resultados de estas tres investigaciones se contradicen lo suficiente como para decir que los pacientes con CAI no presentan un mismo patrón biomecánico. Sin embargo, hay que tener en cuenta, de nuevo, que las diferencias podrían explicarse por los métodos de cada estudio.

Si nos fijamos, los estudios que encontraron un aumento de la inversión en los sujetos con CAI durante la carrera tienen la característica común de que los participantes estaban calzados (36, 45). En investigaciones previas se ha demostrado que los patrones biomecánicos difieren dependiendo de si el individuo está o no calzado (53). Otra diferencia metódica destacable es que en los estudios de Chinn et al. (36) y de Ridder et al. (39), el lado del tobillo que se escogía en el grupo control para la realización del estudio era aleatorio y sin embargo, Lin et al. (45) optaron por utilizar el lado dominante. En el estudio de Brow et al. (38) llama la atención el sistema de recogida de datos. En las otras investigaciones los autores optaron por valerse de marcadores reflectantes colocados en puntos anatómicos concretos del miembro inferior, un sistema de cámaras digitales para registrar el movimiento y una

plataforma de fuerza (35, 36, 37, 39, 42). Sin embargo, Brown et al. (38) prefirieron utilizar un sistema electromagnético de seguimiento del movimiento en tres dimensiones. En esta línea se observan diferencias en los puntos de colocación de los marcadores, por lo que los resultados cinemáticos observados no son del todo comparables. El método de procedimiento para estudiar la cinemática articular consistía en registrar la posición de los marcadores en estático para posteriormente determinar el ángulo articular en relación a la posición estática de partida. La mayoría de los autores pedían a los participantes que se mantuvieran en posición anatómica mientras registraban los marcadores, sin embargo, de Ridder et al. (39) decidieron variar la posición de la medición estática de tal manera que los sujetos se colocaban en posición de tándem. Otra diferencia metódica de este estudio fue que los resultados de los test FADI y FADI-S no se tomaron como un criterio de inclusión sino como una medida discriminatoria entre los grupos (39). En cuanto a la velocidad de ejecución de las pruebas, encontramos diferencias sobre todo en la carrera entre el estudio de Chinn et al. (36) (2.68 m/s) y el de Ridder et al. (39) (3.5 m/s). Por otra parte, se debería tener en cuenta que la imposición de las velocidades puede haber desencadenado la incomodidad del participante. Para finalizar, Chinn et al. (36) dejaban 3 minutos de adaptación a la tarea antes de recoger los datos, precaución que el resto de autores no tuvieron.

Revisando la bibliografía anteriormente publicada nos encontramos de nuevo discrepancias entre los autores.

El estudio de Drewes et al. (54) muestra resultados similares a los encontrados por Chinn et al. (36) ya que coinciden en que los pacientes con CAI muestran un déficit de flexión dorsal durante la marcha y plantean la hipótesis de que la falta de dorsiflexión puede deberse a cambios artrocinemáticos de la articulación talocrural de los individuos con CAI (55). También informaron de que, en comparación con los sujetos sanos, los pacientes con CAI mostraban más inversión en toda la fase de oscilación (54, 55). Estos resultados, junto con los de Chinn et al. (36) anuncian alteraciones potencialmente importantes en la fase de oscilación de la marcha como preparación a la carga. También Monahan et al. (56) describieron que el grupo CAI tenía mayor inversión de 6 a 7° comparado con los sujetos control en los 100 ms antes del contacto inicial.

Los resultados de Brown et al. (38) no son compatibles con las investigaciones previas. Además, las rotaciones del pie observadas en su estudio son muy poco comparables porque hay muy poca literatura que describa la cinemática de la marcha en el plano transversal (38). Las diferencias con respecto al estudio de Brown et al. (38) pueden deberse a que simplemente el grupo MI tuviera mayor inestabilidad y a la falta de un grupo control de comparación.

El aumento de la inversión en carrera encontrado en el estudio de Lin et al. (45) coincide con los hallazgos en la literatura previa de que los pacientes con CAI tienen un mayor ángulo de inversión en el retropié que los individuos sanos (54, 57). Delahaunt et al. (58) también encontraron una posición de mayor inversión del pie antes del contacto inicial con el suelo. Estos resultados concuerdan con el estudio de Morrison et al. (41) de análisis de presiones plantares durante la carrera, analizado en esta revisión. Su hallazgo de una lateralización de las presiones plantares del retropié y del COP son indicativos de una posición del pie en mayor inversión (41). Investigaciones previas también han informado que, en comparación con controles sanos, los sujetos con CAI tienden a tener un centro de presión más lateralizado y una distribución más global de las presiones al caminar (59). Sin embargo, el estudio de Willems et al. (60) informó sobre una mayor carga del pie en el borde medial y una tendencia a la eversión en los sujetos susceptibles a un esguince de tobillo.

Los hallazgos de Ridder et al. (39) se desvían de los anteriormente publicados en la literatura. Una posible explicación para la inversión del antepié en el estudio de Ridder et al. (39) es la disociación necesaria entre ante y retropié para mantener el contacto de toda la superficie del pie con el suelo, o que el PLL se encuentre debilitado y permita la inversión del antepié. Esto está en línea con el estudio de Santilli et al. (61) quienes encontraron una disminución de la actividad del PLL durante la fase de apoyo en pacientes con inestabilidad funcional.

❖ SALTO Y/O ATERRIZAJE

Obtuvimos 3 estudios que analizan la actividad muscular en maniobras de salto y/o aterrizaje. En el estudio de Lin et al. (45) se valora el índice de contracción del TA/PLL y TA/GL. No se observaron diferencias significativas en el índice TA/GL y sin embargo se encontró un menor índice de contracción TA/PLL por aumento de la actividad electromiográfica del PLL en los 100 ms antes del contacto inicial con el suelo tras el salto (45). Este resultado coincide con el encontrado por Monteleone et al. (44), que hallaron un aumento de los valores de todos los músculos analizados (TA, PLL, gemelo interno y sóleo). Sin embargo se contradice con los resultados de Suda et al. (43), ya que describieron una menor magnitud y menor actividad del PLL durante los 50 ms antes del contacto con el suelo. La actividad del TA no mostró diferencias significativas entre el grupo CAI y el grupo control en los estudios de Lin et al. (45) y Suda et al. (2011) (43). Monteleone et al. (44) describen una actividad muscular significativamente aumentada del TA sobre todo en la fase de contacto con el suelo. En cuanto a la actividad del tríceps sural durante una actividad de salto, se observa incrementada en dos de los estudios, Suda et al. (43) y Monteleone et al. (44) y sin variación en el de Lin et al. (45). Hay que tener en cuenta que la actividad electromiográfica analizaba las dos cabezas del

gemelo por separado: Lin et al. (45) y Suda et al. (43) optaron por valorar la cabeza lateral y Monteleone et al. (44), la medial.

Las diferencias en los resultados de estos tres estudios podrían explicarse por los métodos de cada uno de ellos. Las tareas que se solicitaron a los participantes eran diferentes: Lin et al. (45) analizaron la compleja actividad de correr-parar en doble apoyo-saltar-aterizar en doble apoyo; Suda et al. (43) pidieron a los sujetos que ejecutaran maniobras de salto lateral lo más rápido posible; y Monteleone et al. (44) valoraron saltos monopodales hacia medial y lateral sobre un objeto. Además de la diferencia en las actividades, nos encontramos con que solo en el estudio de Lin et al. (45) los sujetos estaban calzados y el pie de los controles para el estudio era el dominante. Suda et al. (43) seleccionaron como muestra de sujetos CAI a personas con FI y escogieron el pie del grupo control al azar. Otra diferencia que puede tener importante implicación en la variabilidad de los resultados es el protocolo de colocación de los electrodos EMG. Lin et al. (45) siguieron las directrices de *Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles*; Suda et al. (43) los colocaron en el medio del vientre muscular; y Monteleone et al. (44) siguieron las indicaciones de Delagi y Perotto.

Los patrones de activación muscular se observaron similares entre los pacientes con CAI y el grupo control (43, 44). Además, Suda et al. (43) especificaron que, a pesar de que el orden de activación fuera el mismo en ambos grupos, la estrategia motora variaba: el GL y PLL se activaban simultáneamente y el TA significativamente más tarde.

Los hallazgos del estudio de Lin et al. (45) sugieren que los individuos con CAI son susceptibles a sufrir lesiones del tobillo en las tareas que impliquen aterrizajes, debido a la pobre estabilidad articular dinámica. Sin embargo, plantean que, aunque estos pacientes recluten más unidades musculares del PLL que los controles sanos para minimizar el ángulo de inversión de tobillo y mantener la estabilidad, el ángulo de eversión sigue siendo menor (45). En otras palabras, sugieren que la estrategia de aterrizaje en los pacientes con CAI es ineficaz. Coinciden con Suda et al. (43) en que hay una actividad muscular alterada, aunque en este caso lo que observaron fue un aumento de la magnitud del PLL. Debido a que el PLL es el principal músculo eversor del tobillo, una disminución de su actividad podría conducir a un aumento de la posición en inversión. Delahaunt et al. (62) apoyan la hipótesis de que la actividad del PLL disminuye antes del contacto inicial en los sujetos inestables durante la realización de un salto monopodal. Suda et al. (63) observaron el mismo patrón de actividad alterada en sujetos inestables tras un salto.

La principal función del TA es realizar flexión dorsal de tobillo. Durante el movimiento de salto lateral en el estudio de Monteleone et al. (44) se observó un aumento de su actividad, según los autores, como estrategia para garantizar la máxima posición en flexión dorsal durante la

fase de contacto como mecanismo protector para estabilizar la articulación. Sugieren además que la actividad incrementada de todos los grupos musculares (TA, PLL gemelo interno y sóleo) durante el aterrizaje es una estrategia a favor de la estabilidad basada en aumentar la actividad muscular global en la fase de contacto (44).

Respecto a la actividad de los gemelos, se encontró una mayor actividad en los estudios de Suda et al. (43) y Monteleone et al. (44), mientras que Lin et al. (45) no hallaron diferencias significativas. Otras investigaciones previas (64) describen que efectivamente existe una actividad explosiva del gastrocnemio durante una maniobra de salto lateral, flexionando plantarmente el pie antes del impacto y posteriormente permitiendo que la acción excéntrica lo absorba y reduzca la carga articular. Wilkstrom et al. (65) también encontraron mayores amplitudes EMG para el gemelo en personas con FI de tobillo mientras realizaban un salto lateral.

Todos los estudios analizados para esta revisión coinciden en que, aunque el orden de activación muscular sea el mismo en sujetos con CAI y en sujetos sanos, la estrategia motora es diferente (43, 44, 45). Santello et al. (66) afirman que el inicio de la activación muscular está directamente relacionado con el momento esperado del impacto. Si el inicio de la activación muscular ocurre más tarde, se reduce la capacidad de recepcionar las cargas (63).

En cuanto a las variables cinéticas y cinemáticas, hay discrepancia en los resultados de los estudios analizados para esta revisión. En los parámetros de flexión dorsal/flexión plantar nos encontramos con que Monteleone et al. (44) describieron mayor flexión dorsal tras un aterrizaje en personas con CAI en comparación con sujetos sanos. Pionnier et al. (50) también observaron mayor flexión dorsal del retropié antes y después del abordaje del suelo. Son los únicos estudios de esta revisión que observaron resultados en el plano sagital durante las maniobras de aterrizaje en sujetos con CAI (44, 50).

Respecto a los movimientos de inversión/eversión, solo hallaron resultados Lin et al. (45) en el 70% de la fase post-aterrizaje. Se encontraron con que, en comparación con los controles, los pacientes con CAI presentaban mayor ángulo de inversión y menor eversión pico (45).

Los movimientos en el plano transversal, como ya se comentó anteriormente, están muy poco estudiados. Por ello, es difícil comparar con investigaciones previas la disminución de la ADD del pie tras el aterrizaje que describieron Pionnier et al. (50)

Curiosamente, los tres estudios incluidos para esta revisión que analizaban la cinética y cinemática del tobillo junto a la rodilla y cadera, no encontraron resultados significativos (47, 48, 49). No obstante, hay que tener en cuenta, que las diferencias metodológicas pueden ser de nuevo la razón de estas discrepancias. Lo más llamativo de los artículos que valoran el

aterrizaje en sujetos con CAI, son las diferencias en las actividades que se solicitan a los sujetos. Las maniobras que describen Lin et al. (45) y Monteleone et al. (44) se han comentado al inicio de este apartado. Por su parte, de Ridder et al. (47) evalúan saltos hacia delante y hacia lateral sobre un obstáculo y solicitan que el aterrizaje sea monopodal; Koshino et al. (48) valoran una maniobra de salto anterior seguido de un cambio de dirección; Brown et al. (49) piden saltos monopodales hacia anterior y hacia los laterales; Pionnier et al. (50) observan la respuesta tras una caída monopodal de 15 cm de altura. El tipo de actividad, el aterrizaje mono o bipodal y la adición de calzado (45) son las principales diferencias metodológicas entre estos estudios.

De nuevo, nos encontramos con discrepancias en los resultados cinemáticos y cinéticos durante una actividad de aterrizaje. En los artículos que obtuvieron diferencias estadísticamente significativas, parece que hay un patrón común de aumento de flexión dorsal e inversión. Investigaciones previas sobre la biomecánica en saltos apoyan estos hallazgos. Un estudio del año 2000 (67) informa sobre un aumento de la inversión (10-20°) y de la dorsiflexión (5-20°) en pacientes con inestabilidad de tobillo. También Delahaunt et al. (62) describieron una posición de mayor inversión durante el contacto inicial.

Las inconsistencias en la investigación en los pacientes con CAI podrían explicarse, en parte, por la suposición común de que la CAI es una condición homogénea. Es decir, a menudo se asume que todos los casos de CAI se derivan de la misma lesión y se desarrollan las mismas deficiencias y limitaciones de la actividad. Esta suposición probablemente ayude a explicar los resultados contradictorios.

Los criterios de inclusión para los pacientes con CAI descritos en los estudios varían en el grado de detalle de la descripción, en la historia de la lesión y en los síntomas requeridos para considerar que una persona tiene CAI (4). La falta de estandarización en los criterios de inclusión puede dificultar la comparación entre sus resultados (4).

Las dos únicas características comunes en todas las investigaciones como criterios de inclusión son: haber tenido una historia de esguinces recurrentes y presentar episodios de "giving away". El resto de características de los pacientes con CAI no se reflejan en todos los estudios, con lo cual consideramos que es fundamental establecer un consenso para que los criterios de inclusión sean comunes.

En primer lugar, es necesario determinar el número de esguinces que una persona ha de tener para poder participar en un estudio sobre la inestabilidad crónica. Otro criterio a estandarizar debe ser el período mínimo desde el primer esguince, pues se corre el riesgo de incluir personas en una etapa demasiado precoz. La edad de la muestra es otro factor a tener en cuenta, aunque la mayoría de los estudios están adscritos a universidades por lo que los

participantes suelen ser gente joven. Es necesario también distinguir los términos de “giving away” y “sensación de inestabilidad”. Muchas veces son utilizados como sinónimos, y sin embargo, hacen referencia a conceptos diferentes (4). Por último, consideramos que es recomendable usar cuestionarios validados como una medida útil de identificación de pacientes con inestabilidad crónica (2, 41, 50, 68, 69, 70):

- ✓ Anke Instability Instrument (All)
- ✓ Identification of Functional Ankle Instability (IdFAI)
- ✓ Foot and Ankle Ability Measure (FAAM)
- ✓ Foot and Ankle Ability Measure – Sports (FAAM – Sports)
- ✓ Foot and Ankle Disability Index (FADI)
- ✓ Foot and Ankle Disability Index – Sports (FADI Sports)
- ✓ Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT)

CONCLUSIONES

El objetivo principal de este estudio fue revisar la evidencia científica en los últimos 5 años sobre la biomecánica en carga dinámica del complejo tobillo-pie post-esguince de LLE de tobillo. Se han analizado un total de 16 estudios que incluyen actividades dinámicas en carga relacionadas con la marcha, la carrera y el aterrizaje.

La principal conclusión que sacamos de esta revisión bibliográfica es la falta de acuerdo que existe entre los autores sobre el comportamiento biomecánico en los individuos con CAI. Se pretendía identificar un patrón común que pudiera ayudar a diagnosticar esta patología tan subjetiva, pero no ha sido posible por la gran variedad de resultados encontrados. Tampoco se han podido concretar los momentos críticos de dichas actividades en carga. En algunos estudios las diferencias se han encontrado durante la fase de apoyo de la marcha (especialmente durante el abordaje inicial del suelo) y en otros, estas alteraciones se han observado durante la fase de oscilación de la marcha. Las investigaciones sobre el aterrizaje han encontrado variaciones con respecto a las personas sanas tanto antes como después de abordar el suelo. Tampoco se han podido identificar diferencias biomecánicas entre sujetos con inestabilidad mecánica e inestabilidad funcional. Uno de los estudios analizados evalúa ambos grupos por separado, pero sus resultados son inconcluyentes y no coinciden con la literatura ya publicada.

BIBLIOGRAFÍA

1. Guirao-Goris JA, Olmedo Salas A, Ferrer Ferrandis, E. El artículo de revisión. Rev. Iberoamericana de Enfermería Comunitaria. 2008
2. Guillo S, Bauer T, Lee JW, Takao M, Kong SW, Stone JW, et al. Consensus in chronic ankle instability: aetiology, assessment, surgical indications and place for arthroscopy. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2013 Dec;99(8 Suppl):S411–9.
3. Hertel J. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):364–75.
4. Delahunt E, Coughlan GF, Caulfield B, Nightingale EJ, Lin C-WC, Hiller CE. Inclusion criteria when investigating insufficiencies in chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2010 Nov;42(11):2106–21.
5. DiGiovanni BF, Partal G, Baumhauer JF. Acute ankle injury and chronic lateral instability in the athlete. *Clin Sports Med.* 2004 Jan;23(1):1–19, v.
6. Hiller CE, Kilbreath SL, Refshauge KM. Chronic ankle instability: evolution of the model. *J Athl Train.* 2011 Apr;46(2):133–41.
7. Bonnel F, Toullec E, Mabit C, Tourné Y, Sofcot. Chronic ankle instability: biomechanics and pathomechanics of ligaments injury and associated lesions. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010 Jun;96(4):424–32.
8. Anandacoomarasamy A, Barnsley L. Long term outcomes of inversion ankle injuries. *Br J Sports Med.* 2005 Mar;39(3):e14; discussion e14.
9. Konradsen L, Bech L, Ehrenbjerg M, Nickelsen T. Seven years follow-up after ankle inversion trauma. *Scand J Med Sci Sports.* 2002 Jun;12(3):129–35.
10. Martín Urrialde J, Patiño Núñez S, Bar del Olmo A. Inestabilidad crónica de tobillo en deportistas. Prevención y actuación fisioterápica. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología.* 2006;09(02):57–67.
11. Wikstrom EA, Hubbard TJ. Talar positional fault in persons with chronic ankle instability. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010 Aug;91(8):1267–71.
12. Kavanagh J. Is there a positional fault at the inferior tibiofibular joint in patients with acute or chronic ankle sprains compared to normals? *Man Ther.* 1999 Feb;4(1):19–24.
13. Hubbard TJ, Hertel J. Anterior positional fault of the fibula after sub-acute lateral ankle sprains. *Man Ther.* 2008 Feb;13(1):63–7.
14. Hubbard TJ, Hertel J, Sherbondy P. Fibular position in individuals with self-reported chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006 Jan;36(1):3–9.
15. DiGiovanni BF, Fraga CJ, Cohen BE, Shereff MJ. Associated injuries found in chronic lateral ankle instability. *Foot Ankle Int.* 2000 Oct;21(10):809–15.

16. Gutierrez GM, Knight CA, Swanik CB, Royer T, Manal K, Caulfield B, et al. Examining neuromuscular control during landings on a supinating platform in persons with and without ankle instability. *Am J Sports Med.* 2012 Jan;40(1):193–201.
17. Levin O, Van Nevel A, Malone C, Van Deun S, Duysens J, Staes F. Sway activity and muscle recruitment order during transition from double to single-leg stance in subjects with chronic ankle instability. *Gait Posture.* 2012 Jul;36(3):546–51.
18. Glencross D, Thornton E. Position sense following joint injury. *J Sports Med Phys Fitness.* 1981 Mar;21(1):23–7.
19. De Vries JS, Kingma I, Blankevoort L, van Dijk CN. Difference in balance measures between patients with chronic ankle instability and patients after an acute ankle inversion trauma. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010 May;18(5):601–6.
20. Ridola CG, Cappello F, Marcianò V, Francavilla C, Montalbano A, Farina-Lipari E, et al. The synovial joints of the human foot. *Ital J Anat Embryol.* 2007 Jun;112(2):61–80.
21. Inman VT. *The joints of the ankle.* Baltimore (MD): Williams & Wilkins, 1976
22. Cowan DN, Jones BH, Robinson JR. Foot morphologic characteristics and risk of exercise-related injury. *Arch Fam Med.* 1993 Jul;2(7):773–7.
23. Putz R, Müller-Gerbl M. [Functional anatomy of the foot]. *Orthopade.* 1991 Mar;20(1):2–10.
24. Zwipp H. [Biomechanics of the ankle joint]. *Unfallchirurg.* 1989 Mar;92(3):98–102.
25. Lundberg A, Goldie I, Kalin B, et al. Kinematics of the ankle/ foot complex: plantar flexion and dorsiflexion. *Foot Ankle* 1989; 9: 194-200
26. Soavi R, Girolami M, Loreti I, et al. The mobility of the proximal tibiofibular joint: a roentgen stereophotogrammetric analysis on six cadáver specimens. *Foot Ankle Int* 2000; 21: 336-42
27. Rockar PA. The subtalar joint: anatomy and joint motion. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995 Jun;21(6):361–72.
28. Benirschke SK, Meinberg EG, Anderson SA, Jones CB, Cole PA. Fractures and dislocations of the midfoot: Lisfranc and Chopart injuries. *Instr Course Lect.* 2013;62:79–91.
29. Christensen JC, Jennings MM. Normal and abnormal function of the first ray. *Clin Podiatr Med Surg.* 2009 Jul;26(3):355–71, Table of Contents.
30. Dicharry J. Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. *Clin Sports Med.* 2010 Jul;29(3):347–64.
31. Kirby KA. Biomechanics of the normal and abnormal foot. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2000 Jan;90(1):30–4.

32. Arndt A, Westblad P, Winson I, Hashimoto T, Lundberg A. Ankle and subtalar kinematics measured with intracortical pins during the stance phase of walking. *Foot Ankle Int.* 2004 May;25(5):357–64.
33. Rodrigo S, Garcia I, Franco M, Alonso-Vazquez A, Ambrosio J. Energy expenditure during human gait. II - Role of muscle groups. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2010;2010:4858–61.
34. D'Amico M, Roncoletta P. Baropodographic measurements and averaging in locomotion and postural analysis. *Stud Health Technol Inform.* 2002;91:156–6
35. Terada M, Bowker S, Thomas AC, Pietrosimone B, Hiller CE, Rice MS, et al. Alterations in stride-to-stride variability during walking in individuals with chronic ankle instability. *Hum Mov Sci.* 2015 Apr;40:154–62.
36. Chinn L, Dicharry J, Hertel J. Ankle kinematics of individuals with chronic ankle instability while walking and jogging on a treadmill in shoes. *Phys Ther Sport.* 2013 Nov;14(4):232–9.
37. Gigi R, Haim A, Luger E, Segal G, Melamed E, Beer Y, et al. Deviations in gait metrics in patients with chronic ankle instability: a case control study. *J Foot Ankle Res.* 2015;8(1):1.
38. Brown C. Foot clearance in walking and running in individuals with ankle instability. *Am J Sports Med.* 2011 Aug;39(8):1769–76.
39. De Ridder R, Willems T, Vanrenterghem J, Robinson M, Pataky T, Roosen P. Gait kinematics of subjects with ankle instability using a multisegmented foot model. *Med Sci Sports Exerc.* 2013 Nov;45(11):2129–36.
40. Dundas MA, Gutierrez GM, Pozzi F. Neuromuscular control during stepping down in continuous gait in individuals with and without ankle instability. *J Sports Sci.* 2014;32(10):926–33.
41. Morrison KE, Hudson DJ, Davis IS, Richards JG, Royer TD, Dierks TA, et al. Plantar pressure during running in subjects with chronic ankle instability. *Foot Ankle Int.* 2010 Nov;31(11):994–1000.
42. Herb C, Collin, Chinn L, Dicharry J, McKeon P O, Hart J M, Hertel J. Shank-Rearfoot Joint Coupling With Chronic Ankle Instability. *Journal of Applied Biomechanics.* 2014 Jun;30(3):366–72.
43. Suda EY, Sacco IC. Altered leg muscle activity in volleyball players with functional ankle instability during a sideward lateral cutting movement. *Physical Therapy in Sport.* 2011;12(4):164–70.
44. Monteleone BJ, Ronsky JL, Meeuwisse WH, Zernicke RF. Ankle kinematics and muscle activity in functional ankle instability. *Clin J Sport Med.* 2014 Jan;24(1):62–8.

45. Cheng-Feng Lin, Chin-Yang Chen, Chia-Wei Lin. Dynamic Ankle Control in Athletes With Ankle Instability During Sports Maneuvers. *American Journal of Sports Medicine*. 2011 Sep;39(9):2007–15.
46. Terada M, Pfile KR, Pietrosimone BG, Gribble PA. Effects of chronic ankle instability on energy dissipation in the lower extremity. *Med Sci Sports Exerc*. 2013 Nov;45(11):2120–8.
47. De Ridder R, Willems T, Vanrenterghem J, Robinson MA, Roosen P. Lower Limb Landing Biomechanics in Subjects with Chronic Ankle Instability. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2015 Jun;47(6):1225–31.
48. Yuta Koshino, Masanori Yamanaka, Yuya Ezawa, Tomoya Ishida, Takumi Kobayashi, Mina Samukawa, et al. Lower limb joint motion during a cross cutting movement differs in individuals with and without chronic ankle instability. *Physical Therapy in Sport*. 2014 Nov;15(4):242–8.
49. Brown C, Bowser B, Simpson K J. Movement variability during single leg jump landings in individuals with and without chronic ankle instability. *Clinical Biomechanics*. 2012;27(1):52–63.
50. Pionnier R, Découfour N, Barbier F, Popineau C, Simoneau-Buessinger E. Unipodal landing in individuals with unilateral chronic ankle instability. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2014;17 Suppl 1:100–1.
51. Hennig EM, Lindenfeld MA. Relationships between ground reaction force and tibial bone acceleration parameters. *Int J Sport Biomech*. 1991;7:303-309.
52. Arnold BL, De La Motte S, Linens S, Ross SE. Ankle instability is associated with balance impairments: a meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc*. 2009 May;41(5):1048–62.
53. De Wit B, De Clercq D, Aerts P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J Biomech*. 2000 Mar;33(3):269–78.
54. Drewes LK, McKeon PO, Paolini G, Riley P, Kerrigan DC, Ingersoll CD, et al. Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability. *J Sport Rehabil*. 2009 Aug;18(3):375–88.
55. Drewes LK, McKeon PO, Kerrigan DC, Hertel J. Dorsiflexion deficit during jogging with chronic ankle instability. *J Sci Med Sport*. 2009 Nov;12(6):685–7.
56. Monaghan K, Delahunt E, Caulfield B. Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006 Feb;21(2):168–74.
57. Hartsell HD, Spaulding SJ. Eccentric/concentric ratios at selected velocities for the invertor and evertor muscles of the chronically unstable ankle. *Br J Sports Med*. 1999 Aug;33(4):255–8.

58. Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Altered neuromuscular control and ankle joint kinematics during walking in subjects with functional instability of the ankle joint. *Am J Sports Med.* 2006 Dec;34(12):1970–6.
59. Nawata K, Nishihara S, Hayashi I, Teshima R. Plantar pressure distribution during gait in athletes with functional instability of the ankle joint: preliminary report. *J Orthop Sci.* 2005 May;10(3):298–301.
60. Willems T, Witvrouw E, Delbaere K, De Cock A, De Clercq D. Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors. *Gait Posture.* 2005 Jun;21(4):379–87.
61. Santilli V, Frascarelli MA, Paoloni M, Frascarelli F, Camerota F, De Natale L, et al. Peroneus longus muscle activation pattern during gait cycle in athletes affected by functional ankle instability: a surface electromyographic study. *Am J Sports Med.* 2005 Aug;33(8):1183–7.
62. Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. *J Orthop Res.* 2006 Oct;24(10):1991–2000.
63. Suda EY, Amorim CF, Sacco I de CN. Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009 Apr;19(2):e84–93.
64. Neptune RR, Wright IC, van den Bogert AJ. Muscle coordination and function during cutting movements. *Med Sci Sports Exerc.* 1999 Feb;31(2):294–302.
65. Wikstrom EA, Tillman MD, Schenker S, Borsa PA. Failed jump landing trials: deficits in neuromuscular control. *Scand J Med Sci Sports.* 2008 Feb;18(1):55–61.
66. Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait Posture.* 2005 Jan;21(1):85–94.
67. Wright IC, Neptune RR, van den Bogert AJ, Nigg BM. The effects of ankle compliance and flexibility on ankle sprains. *Med Sci Sports Exerc.* 2000 Feb;32(2):260–5.
68. Docherty CL, Gansneder BM, Arnold BL, Hurwitz SR. Development and reliability of the ankle instability instrument. *J Athl Train.* 2006 Jun;41(2):154–8.
69. Hale SA, Hertel J. Reliability and Sensitivity of the Foot and Ankle Disability Index in Subjects With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train.* 2005 Mar;40(1):35–40.
70. Grindstaff TL, Beazell JR, Sauer LD, Magrum EM, Ingersoll CD, Hertel J. Immediate effects of a tibiofibular joint manipulation on lower extremity H-reflex measurements in individuals with chronic ankle instability. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011 Aug;21(4):652–8.