



Doctorado BMBIC
Biología Molecular, Biomedicina e
Investigación Clínica

TESIS DOCTORAL

**ANÁLISIS DE LA SINDESMOSIS
TIBIOPERONEA EMPLEANDO
TAC CONVENCIONAL Y
DISPOSITIVO DE CARGA
SIMULADA AJUSTABLE**

Juan Chans Veres

Sevilla, 2023

**UNIVERSIDAD DE SEVILLA
FACULTAD DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA**

TESIS DOCTORAL

**ANÁLISIS DE LA SINDESMOSIS
TIBIOPERONEA EMPLEANDO
TAC CONVENCIONAL Y
DISPOSITIVO DE CARGA
SIMULADA AJUSTABLE**

JUAN CHANS VERES

DOCTORADO EN BIOLOGÍA MOLECULAR,
BIOMEDICINA E INVESTIGACIÓN CLÍNICA
UNIVERSIDAD DE SEVILLA

Director: **SERGIO TEJERO GARCÍA**

Tutor: **PEDRO INFANTE COSSIO**



Universidad de Sevilla

Departamento de Cirugía

D. Pedro Infante Cossío, Catedrático Vinculado, y D. Sergio Tejero García, Profesor Asociado, adscritos al Departamento de Cirugía, de la Universidad de Sevilla, en su calidad de Tutor y Director respectivamente del proyecto de Tesis Doctoral:

HACEN CONSTAR:

Que el proyecto de Tesis Doctoral titulado "*Análisis de la sindesmosis tibioperonea empleando TAC convencional y dispositivo de carga simulada ajustable*", presentado por D. Juan Chans Veres, ha sido realizado bajo su tutela y dirección y reúne los requisitos y méritos suficientes para ser presentado y defendido para optar al grado de Doctor.

Lo que firmamos en Sevilla a 6 de febrero de 2023.

D. Pedro Infante Cossío

Tutor de la Tesis

D. Sergio Tejero García

Director de la Tesis

*A mis abuelos,
Gelita, Pepe, Rafael y Elvira.*

AGRADECIMIENTOS

Me gustaría expresar agradecimiento a todas las personas que han participado en la realización de este proyecto. A mi tutor, el Dr. Pedro Infante y en especial a mi director de tesis, el Dr. Sergio Tejero, por guiarme y aconsejarme durante toda la investigación. A la Dra. Mercedes Vallejo y al Dr. Ahmed Galhoum por su disposición en la elaboración de los artículos científicos. A Adrián Doldán Veres y a Irene García García, por mostrar una vez más sus habilidades artísticas en la elaboración de las ilustraciones. Al Dr. Antonio García Guirao y a la Dra. Estefanía Prada por su implicación y sus enseñanzas. A Toñi Sánchez por su ayuda desinteresada en la realización de las pruebas complementarias y a Eloísa Rubio por el apoyo estadístico.

A continuación, quiero dar las gracias a mis padres, José Juan y Juana Rosa, por su constante esfuerzo para brindarme todas las oportunidades que ofrece la vida. Gracias por educarme en el sentido de la responsabilidad y por enseñarme que con dedicación y humildad se puede alcanzar cualquier meta.

Gracias a mi hermana Rosalía, por tu capacidad para hacerme sonreír, por estar cerca estando lejos, eres la alegría de la casa.

A mi pareja, Irene, por quererme tal y como soy. Has vivido el día a día de este trabajo de la misma forma que muchas etapas juntos: con comprensión infinita, levantándome si me caía y disfrutando si me alegraba. Gracias.

Gracias a mi familia, amigos y compañeros de residencia, por todos los momentos que hemos compartido y por entender aquellos en los que no he podido estar.

Las últimas palabras las quiero reservar para mis abuelos: Gelita, Pepe, Rafael y Elvira. Nuestros recuerdos me acompañan todos los días. Vuestra fortaleza me inspira, estáis presentes en cada paso que doy y sé que os encargáis de que escoja el camino adecuado.

Gracias.

Juan Chans Veres

PRESENTACIÓN

Este trabajo que presentamos como proyecto de Tesis Doctoral ha sido realizado como un compendio de publicaciones, de conformidad a lo publicado en el Real Decreto 99/2011 del 28 de enero, de normativa regulada por acuerdo 6.1/CG 18-12-19 de la Universidad de Sevilla.

Según la citada normativa de la Universidad de Sevilla, este tipo de Tesis Doctoral debe consistir en el reagrupamiento de trabajos de investigación publicados en medios científicos relevantes dentro del ámbito de conocimiento del doctorando en una memoria que les de unidad. El conjunto de publicaciones deberá estar conformado por un mínimo de tres aportaciones publicadas o aceptadas para su publicación, de las cuales al menos dos deberán efectuarse en medios considerados aptos conforme a los criterios de evaluación publicados por la CNEAI. La Tesis Doctoral debe incluir necesariamente una introducción en la que se justifique la unidad temática de los trabajos presentados y una síntesis en la que se presenten los objetivos, hipótesis y los trabajos presentados. Esta síntesis debe incorporar un resumen global de los resultados obtenidos, una discusión de los resultados y unas conclusiones finales que den una idea precisa del contenido de la Tesis.

El presente trabajo está orientado a desarrollar un método diagnóstico objetivo, accesible, fiable, reproducible y no invasivo de la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea en pacientes con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea sin fractura acompañante. Se trata de un proyecto que se incluye en una línea de investigación original de la Unidad de Tobillo y Pie perteneciente al Servicio de Traumatología y Ortopedia del Hospital Universitario Virgen del Rocío de Sevilla, que consiste en simular la carga y producir estrés en el pie y tobillo para valorar bilateralmente el comportamiento biomecánico de las diferentes articulaciones del miembro inferior. Me incorporé a esta línea en el año 2020 y tramitamos la solicitud de admisión al programa de doctorado en Biología Molecular, Biomedicina e Investigación Clínica de la Universidad en el curso 2020/2021 en la modalidad a tiempo parcial. Guiado por mi Director, me uní al proyecto siendo médico residente, compatibilizando labores asistenciales con la función de investigador principal. Los resultados de esta investigación se han ido plasmando en publicaciones en revistas científicas, ponencias y comunicaciones a congresos, hasta que finalmente decidimos presentar esta Tesis Doctoral, la cual reúne nuestros hallazgos.

La presente Tesis por Compendio está basada en tres artículos originales, dos publicados en Revistas con factor de impacto incluidas en el Journal Citation Reports, y otro manuscrito publicado en la Revista de la Sociedad Andaluza de Traumatología y Ortopedia, órgano de

expresión de la Sociedad y de gran relevancia en nuestro medio. En las tres aportaciones el doctorando es el primer autor de los mismos, y constituyen una unidad temática que reflejan los resultados obtenidos con nuestra investigación:

1. **Chans-Veres J**, Vallejo-Márquez M, Galhoum AE, Tejero S. Analysis of the uninjured tibiofibular syndesmosis using conventional CT-imaging and axial force in different foot positions. *Foot Ankle Surg.* 2022 Jul;28(5):650-656. doi: 10.1016/j.fas.2021.07.014.

- Journal Impact Factor (JIF): 2.840. Año: 2021. Categoría Edición: ORTHOPEDICS SCIE. Posición: 36/86. Cuartil: Q2. Tercil: T2.

2. **Chans-Veres J**, Vallejo M, Galhoum AE, Tejero S. Diagnosis of subtle syndesmotoc instability using conventional CT-imaging and axial force in different foot positions. *Foot Ankle Surg.* 2023 Jan 11:S1268-7731(23)00008-5. doi: 10.1016/j.fas.2023.01.004. Epub ahead of print. PMID: 36681578.

- Journal Impact Factor (JIF): 2.840. Año: 2021. Categoría Edición: ORTHOPEDICS SCIE. Posición: 36/86. Cuartil: Q2. Tercil: T2.

3. **Chans-Veres J**, García-Guirao A, Tejero García S. Inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea: diagnóstico mediante TAC con carga axial y posiciones forzadas del pie. *Revista de la Sociedad Andaluza de Traumatología y Ortopedia (0212-0771).* 2022; 39 (1): 38–41.

ABREVIATURAS

Castellano	English
ADD: diferencia directa anterior	ADD: direct anterior difference
DCSA: dispositivo de carga simulada ajustable	ASLD: Adjusted simulated load device
DS: desviación estándar	SD: standard deviation
DF: flexión dorsal	DF: dorsal flexion
E: eversión	E: eversion
ECM: espacio claro medial	MCS: medial clear space
ECTP: espacio claro tibioperoneo	TFCS: tibiofibular clear space
ER: rotación externa	ER: external rotation
FPS: posición peroné sagital	FPS: fibular position in the sagittal plane
FR: rotación peronea	FR: fibular rotation
I: inversión	I: inversion
IR: rotación interna	IR: internal rotation
IC: intervalo de confianza	CI: confidence interval
ID: profundidad de la incisura	ID: incisura depth
kV: kilovoltio	kV: kilowatt
LIO: ligamento interóseo	IOL: interosseous ligament
LTPAi: ligamento tibioperoneo anteroinferior	AiTFL: anterior inferior tibiofibular ligament
LTPPi: ligamento tibioperoneo posteroinferior	PiTFL: posterior inferior tibiofibular ligament
MDD: diferencia directa media	MDD: direct middle difference
mA: miliamperios	mA: milliamps
mGy: miligray	mGy: miligray
PDD: diferencia directa posterior	PDD: direct posterior difference
PF: flexión plantar	PF: plantar flexion
RIC: rango intercuartílico	IQR: interquartile range
SA: área sindesmótica	SA: syndesmotic area
STP: solapamiento tibioperoneo	TFO: tibiofibular overlap
TAC: tomografía axial computarizada	CT: computed tomography
WBCT: Tomografía computarizada en carga	WBCT: weight bearing computed tomography
	WPAGS: West Point Ankle Grade System

RESUMEN

Introducción: la presencia en consulta de un paciente con dolor residual o sensación de fallo tras un esguince de tobillo supone en la práctica clínica habitual un reto diagnóstico y con ello, terapéutico. Entre el abanico de posibilidades ante este tipo de paciente se encuentra el diagnóstico de inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea distal. En la actualidad, no existe un método diagnóstico objetivo, accesible, fiable, reproducible y no invasivo de la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea sin fractura acompañante.

Objetivos: el objetivo principal de este proyecto de investigación es desarrollar un método diagnóstico que supla dicha carencia. Constituyen objetivos específicos de la investigación: la evaluación de la variabilidad interindividual de la sindesmosis tibioperonea, la evaluación de la influencia de la posición del pie y la fuerza axial en las mediciones realizadas sobre imágenes de tomografía axial computarizada y la evaluación de la utilidad del empleo del miembro contralateral de un mismo paciente como control. Además, se tratará de analizar la fiabilidad interobservador de la metodología presentada.

Material y métodos: la investigación siguió un diseño de estudio observacional y descriptivo. Consistió en la descripción de las variables a estudio en series de casos constituidas por sujetos sanos y pacientes con sospecha clínica de inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea sin fractura acompañante. En total, se estudiaron 15 voluntarios sanos y 15 sujetos con sospecha clínica de inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea (30 sujetos, 60 tobillos). Las variables a estudio fueron mediciones realizadas sobre imágenes axiales de TAC de la sindesmosis tibioperonea: área sindesmótica (SA), rotación peronea (FR), posición del peroné en el plano sagital (FPS), profundidad de incisura (ID) y diferencia directa anterior (ADD), media (MDD) y posterior (PDD). Se empleó el dispositivo de carga simulada ajustable para la aplicación de fuerza axial y el ajuste de la posición de ambos pies durante la realización de la prueba. Este dispositivo permitió realizar dos TACs bilaterales en cada sujeto a estudio, uno en posición de tensión de los ligamentos tibioperoneos (15° de flexión dorsal, 15° de eversión y 30° de rotación externa) y otro en posición de relajación de los mismos (30° de flexión plantar, 15° de inversión y 20° de rotación interna). En sujetos sanos, se calcularon las diferencias entre las posiciones de estrés y relajación de la sindesmosis en el mismo tobillo para cada variable y se compararon con el tobillo contralateral. Además, se calcularon las diferencias en las variables entre ambos tobillos en la misma posición y se analizó la presencia o ausencia de relación entre las variables medidas y la edad y el sexo de los sujetos a estudio. En pacientes con sospecha clínica de inestabilidad, se calcularon las diferencias entre las posiciones de estrés y relajación de la sindesmosis en el tobillo

lesionado y se compararon con el tobillo sano. Posteriormente, se analizaron dichas diferencias en lesionados y voluntarios sanos.

Resultados: En pacientes sin daño de la sindesmosis tibioperonea, la aplicación de fuerza axial y posiciones forzadas de pie y tobillo mostraron diferencias estadísticamente significativas en las mediciones de la sindesmosis tibioperonea entre la posición de estrés y la de relajación, también mostraron variabilidad interindividual: SA (mediana = 4.12 [RIC = 2.42, 6.63]) ($p < 0.001$), ADD (0.67 [0.14, 0.67]) ($p < 0.001$), MDD (0.45, [0.05,0.9]) ($p < 0.001$), PDD (0.73 [-0.05, 0.73]) ($p < 0.002$). Sin embargo, no se detectaron diferencias estadísticamente significativas cuando se compararon las diferencias entre la posición de estrés y relajación de un tobillo respecto al lado contralateral: SA (-0.14, DS = 4.33 [IC95% = -2.53, 2.26]), ADD (-0.42, 1.08[-1.02, 0.18]), MDD (0.29, 0.54 [-0.01, 0.59]), PDD (-0.1, 1.42 [-0.89, 0.68]). Al establecer dicha diferencia entre tobillos en pacientes con sospecha clínica de inestabilidad de la sindesmosis y compararla con la mostrada en voluntarios sanos, se observaron diferencias estadísticamente significativas en la variable área sindesmótica entre los voluntarios sanos (media=-0.14, DS=4.33) y lesionados (media=16.82, DS=12.3) ($p < 0.001$). No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las variables ADD, MDD, PDD, ID, FPS y FR. No se observó correlación entre el sexo ni la edad con las variables estudiadas. La fiabilidad interobservador mostró un coeficiente de correlación intraclase de 0.990 [95% IC = 0.972, 0.997].

Conclusiones: La medición del área sindesmótica siguiendo la metodología descrita se postula como un método diagnóstico objetivo, accesible, fiable, reproducible y no invasivo de la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea sin fractura acompañante. Existe una amplia variabilidad interindividual en las mediciones realizadas de la sindesmosis tibioperonea así como una influencia de la posición del pie y la aplicación de fuerza axial en las mediciones realizadas. Resulta fundamental emplear el tobillo contralateral como control para evaluar la sindesmosis empleando esta metodología, cuya fiabilidad interobservador fue excelente.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

1 INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 Anatomía.....	3
1.1.1 Anatomía ósea.....	3
1.1.2 Anatomía ligamentosa.....	5
1.2 Biomecánica.....	10
1.3 Lesión de la sindesmosis.....	12
1.3.1 Etiología y patomecánica.....	12
1.3.2 Diagnóstico.....	14
1.3.2.1 Clínica.....	14
1.3.2.2 Radiografía.....	18
1.3.2.3 Tomografía axial computarizada.....	21
1.3.2.4 Resonancia magnética nuclear.....	24
1.3.2.5 Ecografía.....	26
1.3.2.6 Artroscopia.....	26
1.3.3 Clasificación.....	27
1.3.4 Tratamiento.....	29
2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS.....	32
2.1 Planteamiento del problema.....	34
2.2 Hipótesis.....	35
2.3 Objetivos.....	36
3 METODOLOGÍA.....	37
3.1 Formulación teórica del proyecto de investigación.....	39
3.2 Diseño experimental.....	41
3.3 Material.....	42
3.3.1 Población.....	42
3.3.2 Dispositivo de carga simulada ajustable.....	44
3.3.3 Instalaciones y TAC.....	49
3.4 Metodología experimental.....	49
3.5 Ética.....	49
4 RESUMEN DE LOS MANUSCRITOS.....	50
4.1 Resumen manuscrito I.....	52
4.2 Resumen manuscrito II.....	54

4.3 Resumen manuscrito III.....	55
5 MANUSCRITOS TRADUCIDOS.....	57
5.1 Manuscrito I.....	59
5.2 Manuscrito II.....	74
5.3 Manuscrito III.....	78
6 DISCUSIÓN.....	89
6.1 Marco teórico del problema.....	91
6.2 Metodologías diagnósticas.....	92
6.3 Metodología del proyecto de investigación.....	98
6.4 Análisis de los resultados.....	100
6.5 Estudios similares.....	103
6.6 Aplicabilidad clínica.....	104
6.7 Limitaciones y fortalezas.....	106
7 CONCLUSIONES.....	109
8 REFERENCIAS.....	113
9 MANUSCRITOS ORIGINALES.....	126
9.1 Manuscrito I.....	128
9.2 Manuscrito II.....	135
9.3 Manuscrito III.....	139
10 ANEXO.....	145
10.1 Cuestionario de datos epidemiológicos	147
10.2 Documento de compromiso del investigador.....	148
10.3 Documento de idoneidad de las instalaciones.....	149
10.4 Documento de idoneidad del equipo.....	150
10.5 Dictamen favorable del comité de ética.....	151
10.6 Documento de información al paciente.....	153
10.7 Documento de consentimiento informado.....	155
10.8 Solicitud de tesis doctoral por compendio de publicaciones.....	156

11 APORTACIONES CIENTÍFICAS.....	161
11.1 Comunicación en congreso nacional.....	162
11.2 Comunicación en congreso internacional.....	163

1

INTRODUCCIÓN

1.1 Anatomía

1.1.1 Anatomía ósea

La tibia y el peroné están íntimamente relacionados mediante una sindesmosis, constituyendo la articulación tibioperonea¹. Se define sindesmosis como una articulación de tipo fibroso en la cual dos huesos adyacentes están unidos mediante una membrana y o ligamentos sin presencia de cartílago hialino². Así pues, la tibia y el peroné se articulan por sus dos extremos formando las articulaciones tibioperonea proximal y distal conectadas por la membrana interósea³.

La articulación tibioperonea proximal pone en contacto dos superficies ovals planas o ligeramente convexas³. La carilla tibial se localiza en el contorno posteroexterno de la meseta tibial y está orientada oblicuamente hacia posterior, distal y lateral. La carilla peronea se localiza en la cara proximal de la cabeza del peroné y su orientación se enfrenta a la de la carilla tibial.

A nivel distal, la cara lateral de la tibia se bifurca en un margen anterior y un margen posterior, formando un tubérculo tibial anterior (tubérculo de Chaput) y un tubérculo tibial posterior (tubérculo de Volkmann), que conforman una concavidad triangular de 6-8 cm de longitud, la incisura peronea, donde se aloja el peroné distal y además, sirven de anclaje a los ligamentos tibioperoneos anterior y posterior, respectivamente^{4,5}. La incisura peronea mantiene una angulación variable respecto al plano sagital de 1-25° (media 8.2°), la cual le otorga cierta retroversión en el plano axial, que condiciona una posición posterolateral del peroné en su relación con la tibia distal⁶. La profundidad de la incisura peronea de la tibia varía entre 1,2 y 7,5 mm con una media de 3-4 mm⁵⁻⁷. A nivel más distal, la tibia finaliza en una prolongación medial (el maléolo medial o tibial) y en una superficie orientada transversalmente, denominada plafón tibial, debido a que forma un arco anteroposterior en el que encaja la cúpula astragalina para formar la articulación del tobillo (Figura 1)⁸.

En cuanto al peroné, su sección transversal a nivel distal es habitualmente ovalada o circunferencial y enfrenta la convexidad de su cortical medial a la concavidad de la cara lateral

de la tibia. En su margen anterior (tubérculo de Wagstaffe) y posterior se anclan los ligamentos sindesmóticos anterior y posterior (Figura 1)⁴.

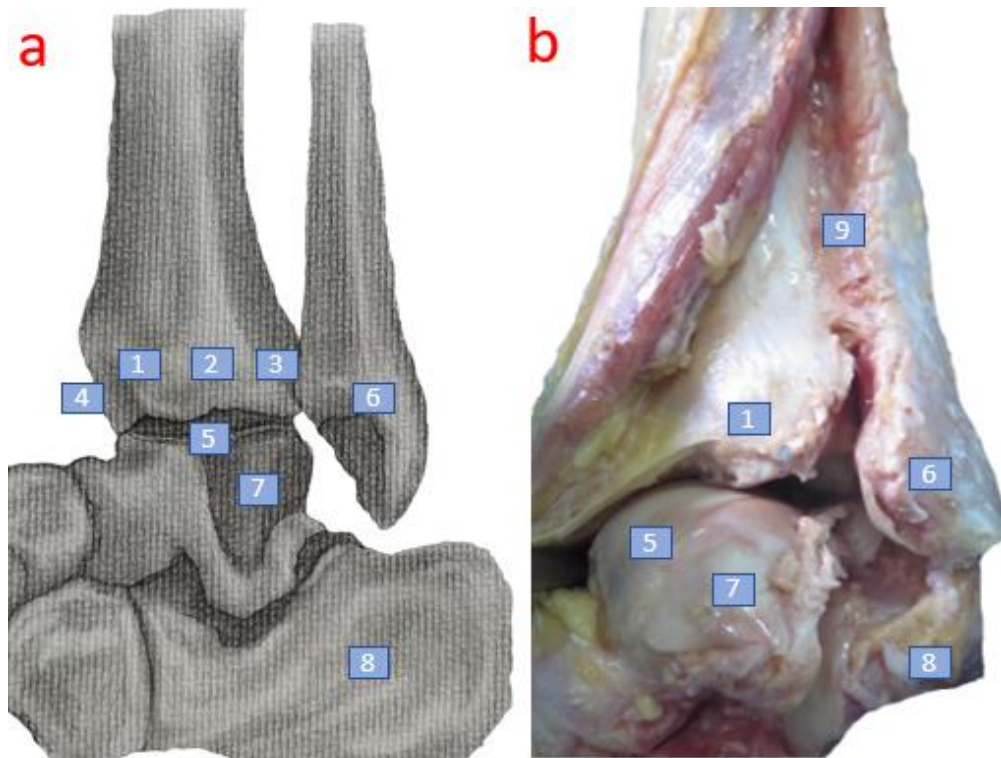


Figura 1. a. Visión en libro abierto de la incisura tibioperonea. **b.** Disección anatómica de la articulación del tobillo tras exéresis del ligamento tibioperoneo anteroinferior. Tubérculo de Chaput (1), incisura peronea (2), tubérculo de Volkmann (3), maléolo medial (4), cúpula astragalina (5), tubérculo de Wagstaffe (6), superficie articular lateral del astrágalo (7), calcáneo (8), membrana interósea (9). Dibujo original sobre lienzo (ADV) y disección en laboratorio de anatomía (STG y JCV).

Dado que el peroné se extiende distalmente respecto al plafón tibial, constituye junto con el maléolo medial la mortaja tibioperonea, que adquiere una forma similar a una ranura y constituye la región articular proximal del tobillo, donde encaja la cúpula de su componente distal, el astrágalo, convirtiéndose en una articulación altamente congruente⁸.

El astrágalo se divide en cabeza, cuello, cuerpo y apófisis posterior (Figura 2). La cara proximal del cuerpo astragalino soporta la superficie articular troclear, la cual es 4-5 mm más ancha en su margen anterior que en su margen posterior (Figura 2)^{1,8}. La cara medial del cuerpo contiene una

superficie articular semilunar que articula con el maléolo medial mientras que la cara lateral presenta una superficie articular triangular que se articula con el maléolo peroneo.

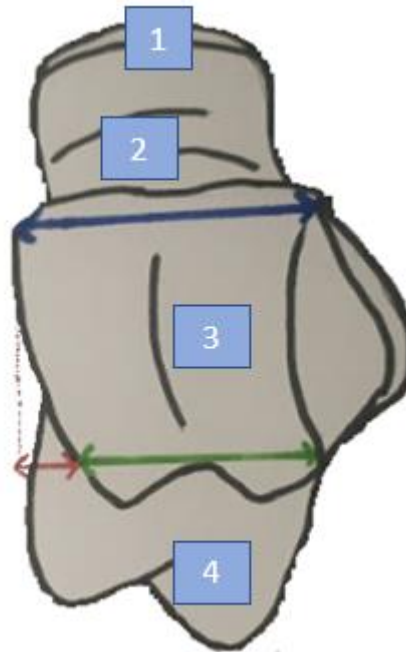


Figura 2. Visión desde proximal del astrágalo. Se aprecia margen anterior (línea azul), margen posterior (línea verde) y discrepancia de longitud (línea roja) de la superficie articular troclear. Cabeza del astrágalo (1), cuello (2), superficie articular troclear (3) y apófisis posterior (4). Dibujo original (JCV).

El plafón tibial, la cara lateral del maléolo medial, la cara medial del maléolo lateral, así como sus equivalentes astragalinos: la cúpula y las superficies articulares medial y lateral del astrágalo, están recubiertas de cartílago hialino y bañadas en líquido sinovial para adaptarse a la transmisión de carga y al movimiento que se produce en la articulación del tobillo¹.

1.1.2 Anatomía ligamentosa

Las estructuras ligamentosas de la sindesmosis funcionan en conjunto con la morfología ósea a dicho nivel para aportar estabilidad a la articulación tibioperonea distal⁴. Se han descrito tres ligamentos principales:

- Ligamento tibioperoneo anteroinferior (LTPAi) (Figura 3): tiene una forma trapezoidal o cuadrangular⁹. Se ancla en el tubérculo de Chaput a nivel tibial y se extiende en una dirección oblicua (de 25-50° respecto a la horizontal) hacia distal, posterior y lateral hasta insertarse en el tubérculo de Wagstaffe a nivel peroneo, cuya inserción tiene menor amplitud que la tibial¹⁰. Presenta de media 4 mm de grosor y 16 mm de longitud⁵.



Figura 3. Visión anterolateral de la articulación tibioperonea distal. Tibia (1), peroné (2), astrágalo (3), LTPAi fascículo proximal (4), LTPAi fascículo principal (5), ligamento de Basset (6), ligamento peroneo astragalino anterior (7), ligamento peroneo calcáneo (8). Dibujo original sobre lienzo (ADV).

Está constituido por tres fascículos separados por gaps de 2 mm (aunque en algunos casos muestran continuidad entre ellos): el proximal, el principal y el distal o accesorio (ligamento de Basset) (Figura 4)^{5,9,11,12}. Las fibras del fascículo principal son las más gruesas^{9,11}. El fascículo accesorio es el que más longitud presenta y su región más distal cruza la región proximal y lateral de la articulación del tobillo, llegando en determinadas ocasiones a contactar con el borde proximal y lateral de la tróclea astragalina¹³. El LTPAi

actúa como limitador principal de la rotación externa del peroné¹⁴. Este ligamento está vascularizado frecuentemente por la rama anterior de la arteria peronea, la cual atraviesa el ligamento interóseo y es especialmente susceptible de lesión traumática, hecho que podría contribuir a incrementar el tiempo de consolidación de la lesión del LTPAi¹⁵.



Figura 4. Disección anatómica realizada en cadáver. Se muestra el LTPAi y los gaps que separan los fascículos que lo integran. Disección en laboratorio de anatomía (STG y JCV).

- Ligamento interóseo (LIO) (Figura 5)⁹. Es la continuación distal de la membrana interósea entre la tibia y el peroné y actúa como restrictor de la traslación lateral del peroné⁴. Se trata de una estructura resistente de forma piramidal que, desde su inserción en la tibia, se dirige hacia lateral y distal hasta el peroné, donde tiene una amplia inserción en su cara medial^{5,9}. Anteriormente, un pequeño gap lo separa del LTPAi, mientras que su superficie posterior se continua con el ligamento tibioperoneo posteroinferior⁹.

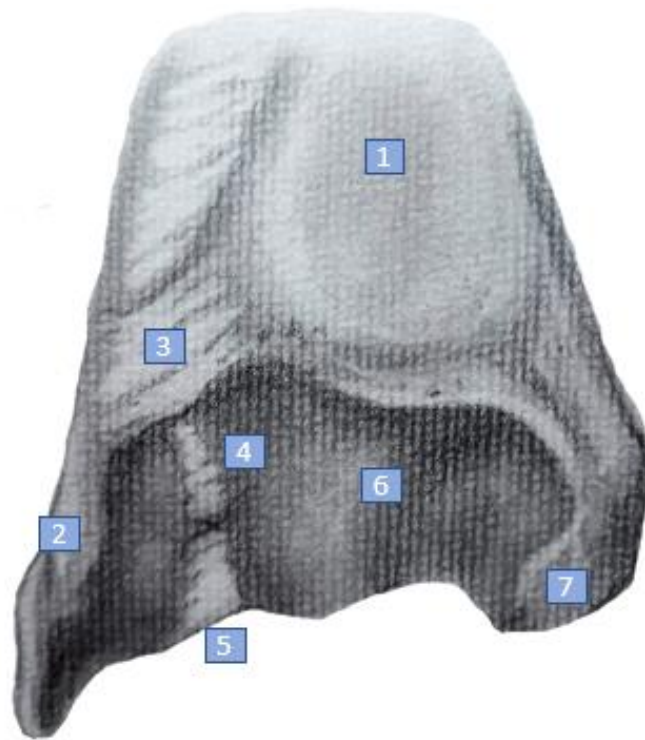


Figura 5. Visión de la mortaja tibioperonea tras exéresis del astrágalo. Tibia (1), maléolo peroneo (2), ligamento tibioperoneo anteroinferior (3), ligamento interóseo (4), ligamento tibioperoneo posteroinferior (5), plafón tibial (6), maléolo tibial (7). Dibujo original sobre lienzo (ADV).

- Ligamento tibioperoneo posteroinferior (LTPPi) (Figuras 5 y 6): tiene una forma trapezoidal o cuadrangular¹⁶. Se ancla en el tubérculo de Volkmann en la tibia y sigue una dirección oblicua hacia distal, anterior y lateral para insertarse en la región posterior del peroné distal, siguiendo una dirección ligeramente más horizontal que el LTPAi (forma un ángulo de 20-40° respecto a la horizontal)¹⁶. Proximalmente se continua con la membrana interósea, siendo difícil de diferenciar su margen anterior del LIO¹⁶. Es más sólido que el LTPAi ya que tiene de media 6 mm de grosor y 20 mm de longitud⁵. Actúa restringiendo la traslación posterior del peroné⁴.

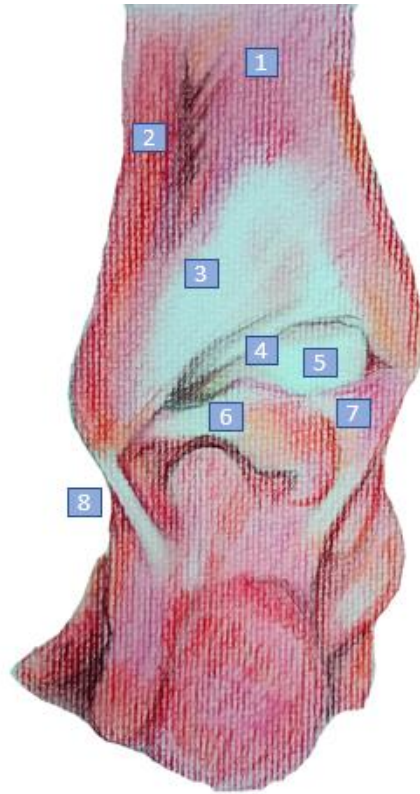


Figura 6. Visión posterior de la mortaja tibioperonea distal. Tibia (1), peroné (2), LTPPi (3), ligamento transverso (4), región posterior de la cúpula astragalina (5), ligamento peroneo astragalino posterior (6), ligamento deltoideo (7), ligamento peroneo calcáneo (8). Dibujo original sobre lienzo (ADV).

Además, se han descrito la membrana interósea como prolongación proximal del ligamento interóseo y el ligamento transverso como la región más distal del ligamento tibioperoneo posteroinferior, aunque existe controversia respecto a si debería considerarse como un ligamento independiente o como la parte profunda del LTPPi (Figuras 1 y 6, respectivamente)^{9,10,17}. El ligamento transverso impresiona tener una función similar al labrum en otras articulaciones, constituyendo una extensión del borde posterior de la superficie articular de la tibia, actuando como restrictor de la traslación posterior del astrágalo^{4,18}.

El complejo ligamentoso lateral del tobillo (ligamento peroneo astragalino anterior, ligamento peroneo calcáneo y ligamento peroneo astragalino posterior) no influye en la estabilidad de la sindesmosis tibioperonea (Figuras 3 y 6)¹⁹. Sin embargo, sí que se ha postulado la influencia de

la integridad del complejo ligamentoso medial en dicha estabilidad^{20,21}. El ligamento deltoideo es el principal ligamento estabilizador de la región medial del tobillo (Figura 6)²². Se trata de un ligamento resistente que está compuesto de fibras superficiales que se anclan al navicular y al calcáneo y por fibras profundas que se anclan al astrágalo²³. A través de las mismas actúa como limitador del desplazamiento lateral, pronación y rotación externa del astrágalo en relación con el plafón tibial²⁰.

1.2 Biomecánica

El tobillo es primariamente una articulación de tipo bisagra entre la mortaja tibioperonea y la tróclea o bóveda astragalina⁸. De este modo, el principal movimiento es el de flexo-extensión, en el plano sagital. El eje de flexión plantar-dorsiflexión del tobillo sigue una línea imaginaria que conecta la punta de ambos maléolos. Se sitúa oblicuo respecto al eje de flexo-extensión de la rodilla debido a que la tibia presenta una rotación externa diafisaria desde su extremo femoral hasta su extremo talar, la cual es responsable de que el maléolo peroneo se encuentre en una posición posterolateral respecto a la tibia y origina la retroversión de la incisura peronea previamente comentada⁸. El rango de movimiento articular presenta un promedio de 20° de flexión dorsal y 50° de flexión plantar⁸. La flexo-extensión de la articulación tibiotalar pone en juego automáticamente a las articulaciones tibioperonea proximal y distal³.

El peroné se mueve de manera controlada en la sindesmosis tibioperonea distal gracias a los ligamentos que estabilizan la articulación. Además de los ligamentos de la sindesmosis, el ligamento deltoideo, aunque constituye un elemento independiente al complejo sindesmótico, contribuye de manera indirecta a la estabilidad de la articulación tibioperonea distal, limitando la rotación externa del astrágalo en la mortaja^{20,21}.

El movimiento del peroné permite a la mortaja tibioperonea adaptarse a la morfología de la cúpula astragalina, la cual es más ancha en su región anterior que en la posterior, durante la flexo-

extensión del tobillo^{5,24}. Así pues, la flexión dorsal del tobillo produce rotación externa y traslación lateral, proximal y posterior del peroné respecto a la tibia en la articulación tibioperonea distal (Figura 7.a)^{7,25}. Del mismo modo, la flexión plantar produce el movimiento contrario (rotación interna y traslación medial, distal y anterior del peroné) (Figura 7.b)^{7,25}.

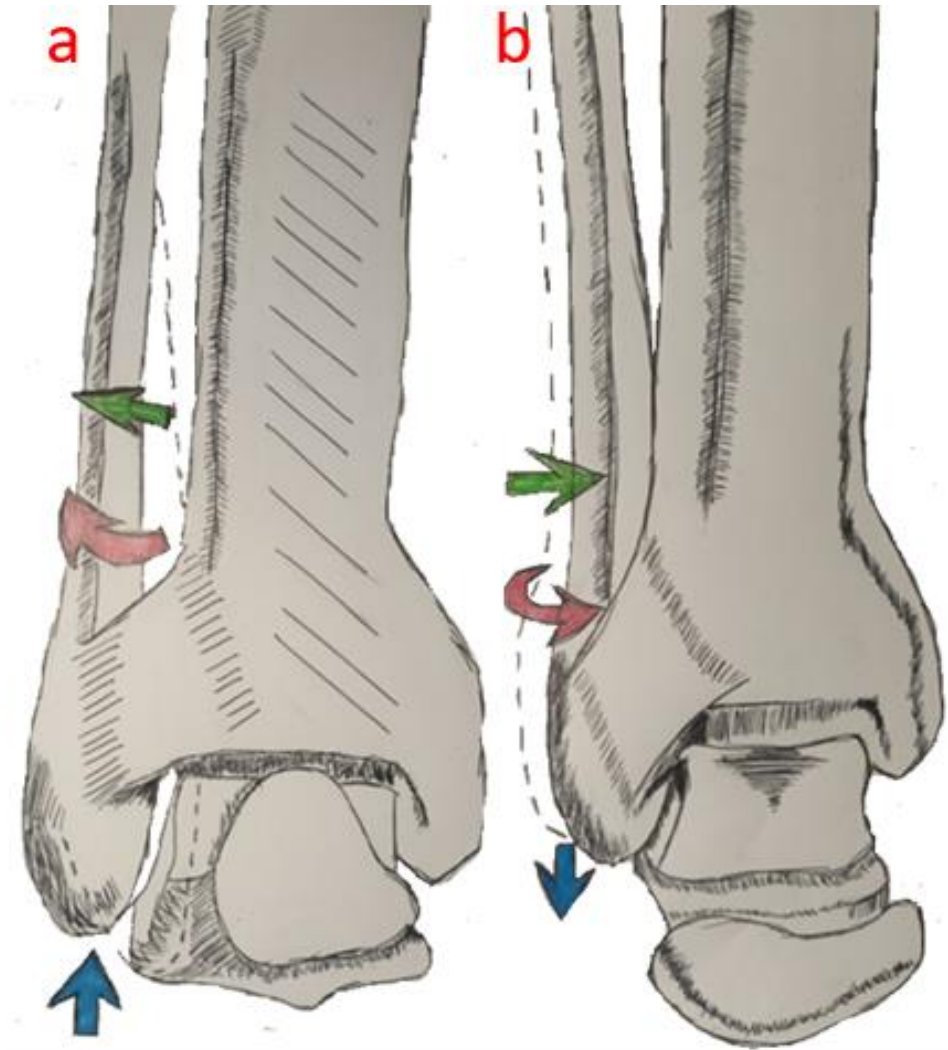


Figura 7. Representación esquemática de los movimientos del peroné para la adaptación de la mortaja tibioperonea al cambio de diámetro de la cúpula astragalina durante la flexo-extensión del tobillo. **a.** Flexión dorsal: rotación externa y traslación lateral, proximal y posterior del peroné. **b.** Flexión plantar: rotación interna y traslación medial, distal y anterior del peroné. Dibujo original (IGG).

Este movimiento que sucede durante la flexión plantar es activo, es decir, además de estar apoyado por la retracción elástica ligamentosa, el tibial posterior, cuyas fibras se insertan en

ambos huesos y se activan durante la flexión plantar, cierra la pinza bimaleolar³. A medida que el tobillo se mueve desde la flexión plantar a la flexión dorsal, la mortaja tibioperonea se incrementa 1-2 mm⁵. La articulación tibioperonea proximal se adapta a los movimientos del peroné en la región distal, correspondiendo sus movimientos en las carillas articulares proximales³. Estos movimientos proximales, aunque leves, son existentes, dando constancia de ello el hecho de que con la evolución la articulación tibioperonea proximal todavía no se haya fusionado³.

De esta forma la pinza maleolar mantiene, durante la marcha, una congruencia elevada con el astrágalo durante todo el rango de movilidad fisiológico del tobillo, hecho necesario para que la carga en la articulación tibiotalar se transmita de manera adecuada^{26,27}. Esta elevada congruencia articular bajo carga es la responsable de que la artrosis de tobillo sea menos prevalente (1-2% de la población general) que sus homólogas del miembro inferior, la cadera (5%) y la rodilla (10% de pacientes mayores de 65 años)^{26,28}.

1.3 Lesión de la sindesmosis tibioperonea

1.3.1 Etiología y patomecánica

Entre el 6 y el 18% de los esguinces de tobillo presentan lesión de los ligamentos de la sindesmosis tibioperonea²⁹⁻³¹. En ausencia de fractura, el daño de los ligamentos de la sindesmosis se conoce como “esguince alto de tobillo” y constituye una patología frecuente entre los atletas^{32,33}, apreciándose afectación de la sindesmosis en el 33% de los esguinces de los futbolistas³⁴ o el 36-74% de los jugadores de hockey sobre hielo^{35,36}.

El mecanismo habitual de lesión de los ligamentos de la sindesmosis coincide con el mecanismo lesional del ligamento deltoideo: combinación de una fuerza de rotación externa sobre el pie con el tobillo en flexión dorsal^{21,37-39}. El hecho de que la sindesmosis se lesione frecuentemente con este mecanismo se podría explicar en base a la anatomía del tobillo. La flexión dorsal en la articulación tibiotalar lleva a la región anterior de la cúpula astragalina, más ancha que la

posterior, a la mortaja tibioperonea⁵. El peroné se traslada hacia lateral, posterior y proximal y realiza una rotación externa para permitir la entrada de la región anterior de la cúpula astragalina. Este movimiento del peroné tensará los ligamentos de la sindesmosis: la rotación externa tensará al LTPAi, la traslación lateral tensará al LIO y la traslación posterior tensará al LTPPi (ya que dichos ligamentos actúan restringiendo esos movimientos del peroné, respectivamente)^{5,40}. La eversión del pie, al evertir el astrágalo en la articulación tibiotalar, incrementará la fuerza de desplazamiento lateral sobre el peroné por contacto directo de la pared lateral del astrágalo con la cara medial del peroné. En esta posición, la aplicación de una fuerza de rotación externa sobre el pie, manteniendo la pierna fija, empujará al peroné en rotación externa provocando una rotura por tensión de los ligamentos de la sindesmosis, siendo el primero en fallar el LTPAi⁴¹. La elevada prevalencia de los esguinces de la sindesmosis tibioperonea en futbolistas se puede explicar por la frecuencia en la que se puede producir dicho mecanismo lesional. La aplicación de una fuerza de rotación externa del pie con la pierna fija es equivalente a aplicar una fuerza de rotación interna de la pierna con el pie fijo en el suelo, algo frecuente durante el juego debido al efecto de fijación del pie que ejercen los tacos de las botas de fútbol en su contacto con el césped y a la fuerza de rotación interna de la pierna que se puede dar en las caídas u otras acciones del juego^{5,7}.

También se ha descrito un incremento en la incidencia del esguince alto de tobillo en esquiadores⁴². Este hecho, que a priori podría parecer extraño porque el pie no debería girar dentro de una bota de esquí rígida, se podría explicar por el uso de botas flexibles en competición, el ajuste inadecuado de la misma al tobillo y la fuerza de palanca que puede ejercer un esquí en la transmisión de momentos de rotación externa sobre el esqueleto⁴².

Además de la práctica de deportes de contacto, se ha descrito que el hecho de presentar una incisura peronea poco profunda constituye un factor de riesgo para sufrir esguince alto de tobillo⁴³. Esto se podría deber a que un surco menos pronunciado reduce la congruencia que muestra la cara lateral cóncava de la tibia distal con la cara medial convexa del peroné, limitando el efecto estabilizador de la morfología ósea en la articulación tibioperonea distal⁴³

El hecho de que ligamento deltoideo y ligamentos de la sindesmosis tibioperonea compartan mecanismo lesional explica la elevada prevalencia de lesión combinada de dichos elementos²¹. Hasta el 50% de pacientes con lesión del ligamento deltoideo tienen asociada una lesión de la sindesmosis tibioperonea⁴⁴. Al lesionarse los ligamentos tibioperoneos, el peroné puede perder la limitación a la rotación externa, traslación lateral y posterior que ejercen dichas estructuras. Así pues, durante los requerimientos funcionales del tobillo que tienen lugar durante la deambulaci3n o la realizaci3n de actividades deportivas, el peroné puede presentar un movimiento anormal o excesivo en la mortaja tibioperonea por falta de mecanismos de contenci3n, este es el concepto de inestabilidad tibioperonea distal. Este hecho origina una p3rdida de la congruencia articular del tobillo ya que al perderse el tope lateral que ejerce el peroné, el astr3galo tiene mayor capacidad de traslaci3n mediolateral y de rotaci3n en el plano axial, alter3ndose el encaje de la c3pula astragalina convexa en el plaf3n tibial c3ncavo (1 mm de traslaci3n lateral del astr3galo resulta en una disminuci3n del 42% del 3rea de contacto tibiotalar)⁴⁵. Esto provoca una transmisi3n asim3trica de cargas desde la tibia a la c3pula astragalina resultando en una regi3n de cart3lago articular tibiotalar sobrecargada. Como resultado, esta regi3n puede iniciar un desgaste progresivo que derive en una lesi3n osteocondral o en artrosis tibiotalar⁴⁶. La lesi3n asociada del ligamento deltoideo puede agravar dicha situaci3n, ya que se pierde otro mecanismo de contenci3n de traslaci3n lateral y rotaci3n externa del astr3galo²¹. En base a lo comentado, se define la lesi3n como la afectaci3n estructural de uno o varios ligamentos y la inestabilidad como el movimiento excesivo o patol3gico del peroné como consecuencia de una lesi3n ligamentosa lo suficientemente extensa como para desencadenarla. Es decir, no toda lesi3n sindesm3tica asociar3 inestabilidad.

1.3.2 Diagn3stico

1.3.2.1 Cl3nica

El diagn3stico de la lesi3n de los ligamentos de la sindesmosis tibioperonea se inicia en base a la sospecha cl3nica por mecanismo lesional y s3ntomas y signos locorreccionales. La cl3nica puede

no diferir de la de un esguince del complejo ligamentoso lateral: tumefacción, hematoma perimaleolar, dolor a la palpación directa de las estructuras ligamentosas afectadas, motilidad limitada en el plano sagital o imposibilidad para cargar peso sobre el miembro lesionado⁷. Sin embargo, el dolor que se irradia proximalmente por la pierna o la tumefacción anterolateral supramaleolar debe hacernos sospechar afectación sindesmótica⁵. Además, ante la prevalencia de la lesión combinada de la sindesmosis y el ligamento deltoideo, la tumefacción medial o la hipersensibilidad a la palpación sobre las estructuras ligamentosas mediales, debe orientarnos a la posibilidad de que se hayan afectado ambos complejos ligamentosos.

Si el paciente es capaz de caminar tras la lesión, se podría apreciar una longitud de zancada reducida y una fase de apoyo acortada. Se trata de un mecanismo de compensación antiálgico que trata de evitar la dorsiflexión máxima que se produce en el final de la fase de apoyo, la cual pondría en tensión los ligamentos tibioperoneos lesionados al encajar la región anterior de la cúpula astragalina en la mortaja tibioperonea, desencadenando dolor⁷. Además, en el diagnóstico tardío de la lesión, el paciente puede referir inestabilidad al caminar, sensación de que el tobillo no es estable durante la carga del peso corporal³⁰.

Los test de exploración física son poco fiables^{47,48}. Su precisión diagnóstica o su capacidad para establecer una correlación con la extensión de la lesión o el grado de inestabilidad generado no están bien establecidos⁷. La mayoría se basan en realizar maniobras que pongan en tensión los ligamentos tibioperoneos y observar si provocan dolor o si existe incremento en la motilidad ósea en la mortaja tibioperonea respecto a la contralateral, es decir, si provocan inestabilidad. Algunos de los más empleados son:

- Squeeze test (Figura 8.a)⁴⁹: compresión lateromedial directa a nivel de la tibia y del peroné proximal. Este gesto origina una fuerza de separación de ambos huesos a nivel distal que ocasionaría dolor en el tobillo en caso de lesión de la sindesmosis.
- Test de Frick o de rotación externa (Figura 8.b)^{50,51}: consiste en forzar la dorsiflexión del tobillo y la rotación externa del pie (mecanismo lesional de la sindesmosis tibioperonea)

con la rodilla a 90° de flexión. Se considera positivo si genera dolor anterolateral en el tobillo irradiado hacia proximal.

Además de los anteriormente citados, la literatura describe múltiples maniobras que tampoco han mejorado la baja sensibilidad y especificidad de la exploración física en el diagnóstico de la lesión sindemótica^{50,52-55}:

- Test de Cotton o test de traslación talar (Figura 8.c)⁵⁶: se palpa la cabeza del astrágalo y se fuerza la traslación lateromedial del mismo con el tobillo en posición neutral. Se considera positivo si está incrementada respecto al contralateral. Varios autores sugieren que es improbable que el desplazamiento inducido por el daño de la sindesmosis pueda ser clínicamente diferenciado del que se produce en una sindesmosis sin lesión⁵⁵.
- Test del golpe en el talón (Figura 8.d)⁵⁷: consiste en golpear con la mano del explorador en la región plantar del calcáneo en dirección proximal manteniendo el pie en rotación neutral y la pierna fija con la otra mano del explorador, se fuerza al astrágalo a introducirse dentro de la mortaja y se somete con ello a estrés a los ligamentos sindesmóticos. El test es positivo si el dolor se refiere sobre el tobillo o en la región distal de la pierna. En el propio artículo que describe esta maniobra afirman que no es un método diagnóstico contrastado⁵⁷.
- Test de traslación del peroné (Figura 8.e)⁵⁶: se trata de una evaluación clínica del grado de motilidad del peroné en el plano sagital en relación con la tibia. Se considera positivo si genera dolor o está incrementado respecto al contralateral. Al igual que sucede con el test de Cotton, percibir clínicamente el incremento en el desplazamiento del peroné no es sencillo⁵⁵.
- Test de la palpación directa (Figura 8.f)⁵⁶: se considera positivo si existe dolor a la palpación directa del LTPAi. Las diferencias en la cantidad de presión ejercida entre exploradores y el nivel de ansiedad del paciente en el daño agudo pueden disminuir la validez del test de palpación directa⁵⁷.

- Test de la pierna cruzada (Figura 8.g)⁵⁸: se trata de una variante de la prueba Squeeze test. El paciente se sienta en una silla, se sitúa la pierna a ser testada sobre el dorso de la rodilla de la pierna contralateral, la pierna con sospecha de lesión contacta en la unión del tercio medio con el distal de la tibia sobre la rodilla sana, se aplica fuerza a la región medial de la pierna afecta y si produce dolor en el área de la sindesmosis, es un test positivo.

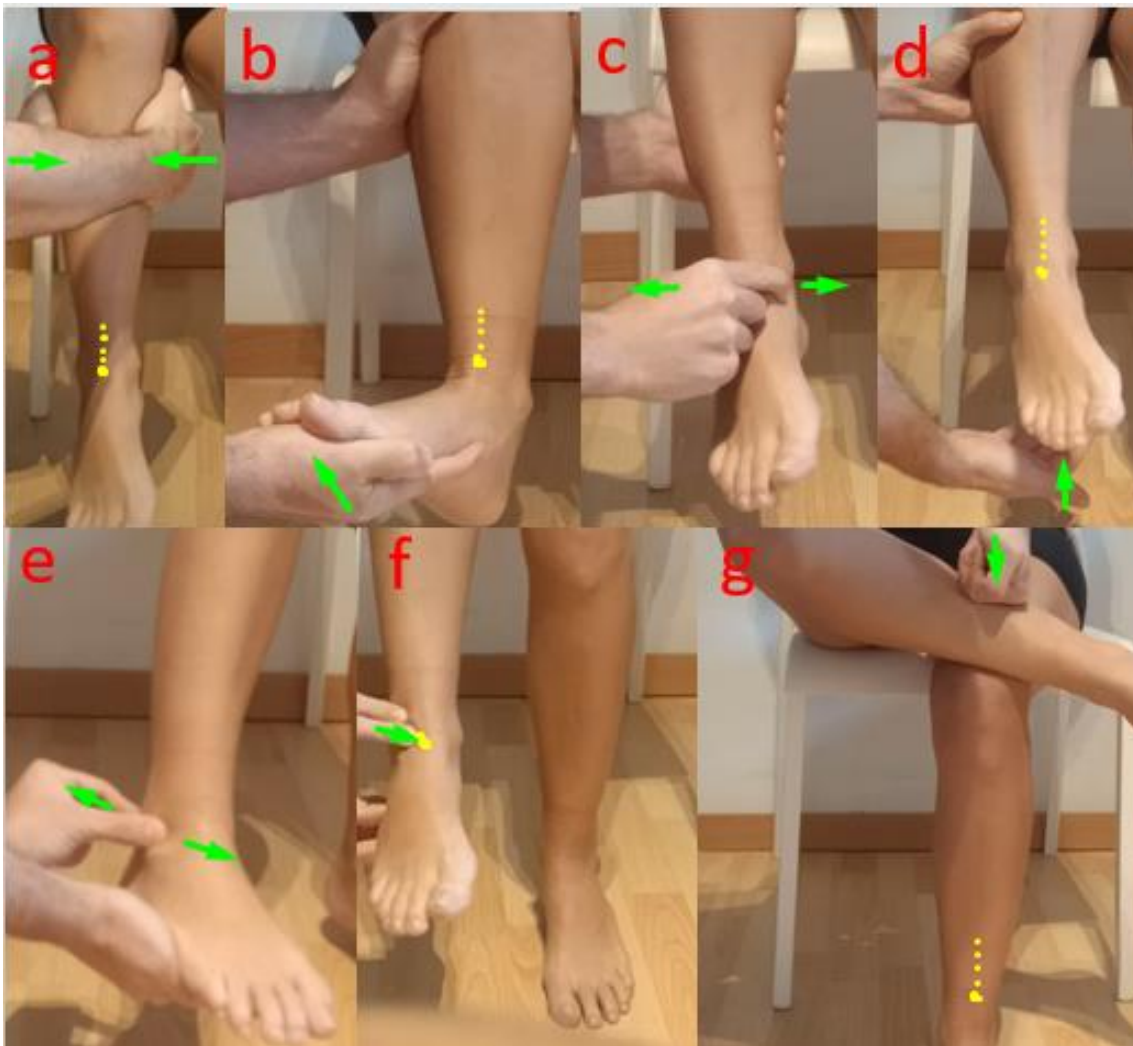


Figura 8. Test de exploración física. **a.** Squeeze test. **b.** Test de Frick. **c.** Test de Cotton. **d.** Test del golpe en el talón. **e.** Test de traslación del peroné. **f.** Test de palpación directa. **g.** Test de la pierna cruzada. Flechas verdes: dirección de la fuerza aplicada por el explorador. Puntos amarillos: región de localización del dolor que define al test correspondiente como positivo. El

test de Cotton y el test de traslación del peroné se basan en comparar la motilidad del hueso explorado con el miembro contralateral.

1.3.2.2 Radiografía

Dada la baja sensibilidad y especificidad de los test de exploración física se recurre a pruebas complementarias para diagnosticar la lesión de los ligamentos tibioperoneos.

La prueba complementaria más accesible es la radiografía, que permite visualizar las estructuras óseas, pero no las ligamentosas. Se trata de diagnosticar la lesión de los ligamentos tibioperoneos mediante mediciones realizadas sobre radiografía convencional. Dichas mediciones se realizan entre límites óseos para analizar la posición relativa de la tibia, el peroné y el astrágalo dentro de la articulación del tobillo y, a través del establecimiento de un umbral de normalidad, detectar la relación patológica entre las estructuras óseas evaluadas, demostrando de este modo inestabilidad por incompetencia ligamentosa.

Las mediciones más empleadas, realizadas 1 cm proximal a la superficie articular tibial distal, se describieron en una radiografía anteroposterior pura y en una proyección de mortaja tibioperonea (15° de rotación interna del pie respecto a la proyección anteroposterior)^{4,45,59}:

- Espacio claro tibioperoneo (ECTP) (Figura 9)^{4,45,59}: distancia horizontal entre el tubérculo posterior de la tibia y el borde medial del peroné.
- Solapamiento tibioperoneo (STP) (Figura 9)^{4,45,59}: distancia horizontal de solapamiento limitada por el borde medial del peroné distal y el borde lateral del tubérculo anterior de la tibia (tubérculo de Chaput).
- Espacio claro medial (ECM): distancia horizontal entre la pared medial del astrágalo y la pared lateral del maléolo medial.



Figura 9. Radiografías diagnósticas. **a.** Proyección AP de tobillo en carga. **b.** Proyección de mortaja de tobillo. ECTP: espacio claro tibioperoneo, STP: solapamiento tibioperoneo.

El umbral de normalidad de estas mediciones en cada proyección ha sido analizado en muchas publicaciones, existiendo prácticamente un umbral de normalidad diferente para cada autor^{45,59-65}. La ausencia de consenso se debe a que existe una amplia variabilidad interindividual en la morfología de la incisura peronea^{60,66,67}. Por ejemplo, el escaso solapamiento tibioperoneo que un autor considere patológico se podría deber a un tubérculo de Chaput poco pronunciado del paciente a estudio, sin que se trate de una condición patológica, sino simplemente una variante de la normalidad. Además, la falta de sistematización en la posición del pie a la hora de realizar la radiografía puede alterar las mediciones^{62,67}. Es decir, una rotación interna o externa excesiva de la pierna a estudio en el momento de realizar la radiografía incrementará o disminuirá la medición del ECTP y STP, ya que al alterar la proyección se modificará el solapamiento o espacio que mantienen los tubérculos tibiales con el peroné distal (Figura 9)^{62,67,68}. De este modo, la radiografía como método diagnóstico de la lesión de los ligamentos tibioperoneos queda limitada a la identificación de diástasis tibioperoneas muy pronunciadas, asociadas frecuentemente a una rotura completa de la sindesmosis tibioperonea y de la membrana interósea, las cuales representan

un porcentaje pequeño de los esguinces altos de tobillo ya que se suelen acompañar de lesión ósea (Figura 10)⁶⁶.



Figura 10. Radiografías diagnósticas. **a.** Radiografía AP de paciente con avulsión del ligamento deltoideo con fragmento óseo y lesión sindesmótica evidente por diástasis tibioperonea. **b.** Radiografía oblicua de paciente con lesión sindesmótica con diástasis franca y fractura avulsión del maléolo posterior.

En la actualidad, se siguen describiendo mediciones radiográficas en diferentes proyecciones que tratan de detectar lesión de los ligamentos tibioperoneos^{63,69,70}. Sin embargo, aunque se han probado radiografías en posición de tensión de los ligamentos tibioperoneos para poner de manifiesto alteraciones que no serían visibles sin el estrés aplicado sobre los ligamentos, dada la naturaleza intrínseca de la prueba radiográfica, siguen viéndose afectadas por la variabilidad anatómica interindividual y por la influencia de la proyección.

1.3.2.3 Tomografía axial computarizada

Para eliminar la influencia de la proyección en el análisis de las relaciones óseas del tobillo se han propuesto diversas mediciones sobre imágenes de tomografía axial computarizada (TAC)^{71,72}. Los visualizadores de imagen actuales permiten modificar la rotación de la imagen e incluso el plano del corte que se desea visualizar. De este modo, a través de la sistematización de la posición de la imagen axial antes de la medición, se hace frente a la limitación que presenta la radiografía (Figura 11). Tras ello, se aplica la misma filosofía, se establece un umbral de normalidad para las distintas mediciones realizadas entre los elementos óseos del tobillo⁷³. En base a dicho umbral se clasifica la relación entre los elementos óseos como normal o patológica.

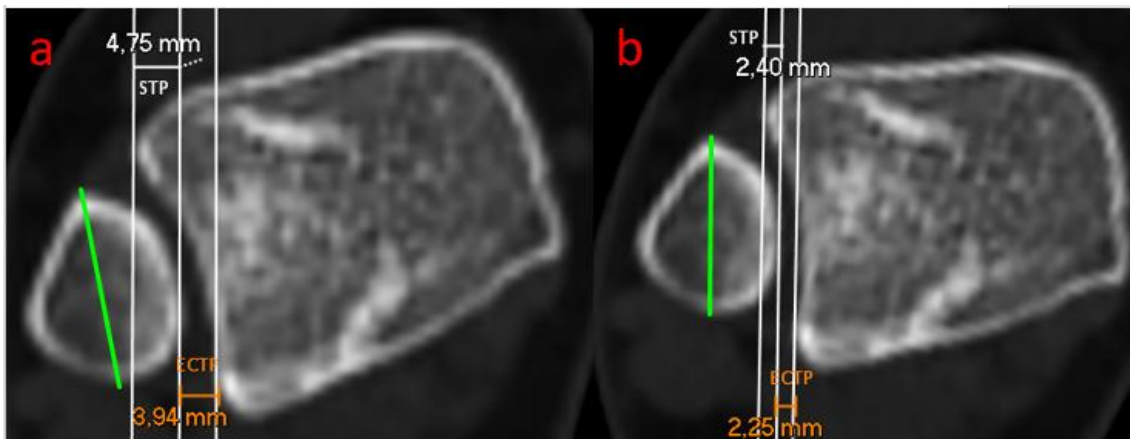


Figura 11. Imágenes axiales de TAC. **a.** Mediciones realizadas sobre imagen axial de tomografía computarizada con la rotación que ofrece el visualizador de imagen por defecto. **b.** Mediciones realizadas sobre la misma imagen axial de tomografía computarizada tras ajustar la rotación manualmente al diámetro máximo de la sección axial del peroné (línea verde). ECTP: espacio claro tibioperoneo, STP: solapamiento tibioperoneo.

El análisis de la sindesmosis tibioperonea mediante tomografía axial computarizada confirmó aquello que se intuía en la radiografía y en los estudios realizados en cadáver, existe una amplia variabilidad interindividual en la anatomía ósea de la articulación tibioperonea distal⁷²⁻⁷⁵. Este hecho llevó a emplear el tobillo contralateral sano como control y a establecer el umbral en base a las diferencias mostradas entre el tobillo sano y el tobillo con sospecha de lesión de los

ligamentos de la sindesmosis tibioperonea⁷². Así pues, se han descrito varias mediciones sobre imágenes de TAC, la mayor parte realizadas sobre cortes axiales situados 1 cm proximal al plafón tibial^{31,73,76-78}:

- ECTP y STP (Figura 11): mismo concepto que el radiográfico, aunque se realiza tras la estandarización de la rotación de la imagen para eliminar la influencia de la proyección.
- Diferencia directa media (MDD) (Figura 12.a): distancia que separa el punto intermedio de la incisura de la cortical del peroné más cercana.
- Diferencia directa anterior (ADD) y diferencia directa posterior (PDD) (Figura 12.b-c): distancia que separa, de manera perpendicular a la línea de orientación peronea, al punto más anterior o posterior del peroné de la cortical tibial. La línea de orientación peronea une el punto más anterior y posterior del peroné.
- Rotación peronea (FR) (Figura 12.d): ángulo entre la línea de orientación peronea y la línea que une el límite anterior y posterior de la incisura.
- Posición del peroné en el plano sagital (FPS) (Figura 12.e): diferencia entre el punto medio de la longitud de la incisura y el punto medio de la línea de longitud peronea, representada esta última como una línea desde el punto más anterior del peroné y paralela a la longitud de la incisura.
- Profundidad de la incisura (ID) (Figura 12.f): distancia desde la cortical tibial en el punto medio de la incisura hasta la línea que une al punto más anterior con el más posterior de la incisura.
- Área sindesmótica (SA) (Figura 12.g): espacio delimitado por dos líneas tangenciales a las corticales anterior y posterior de tibia y peroné.

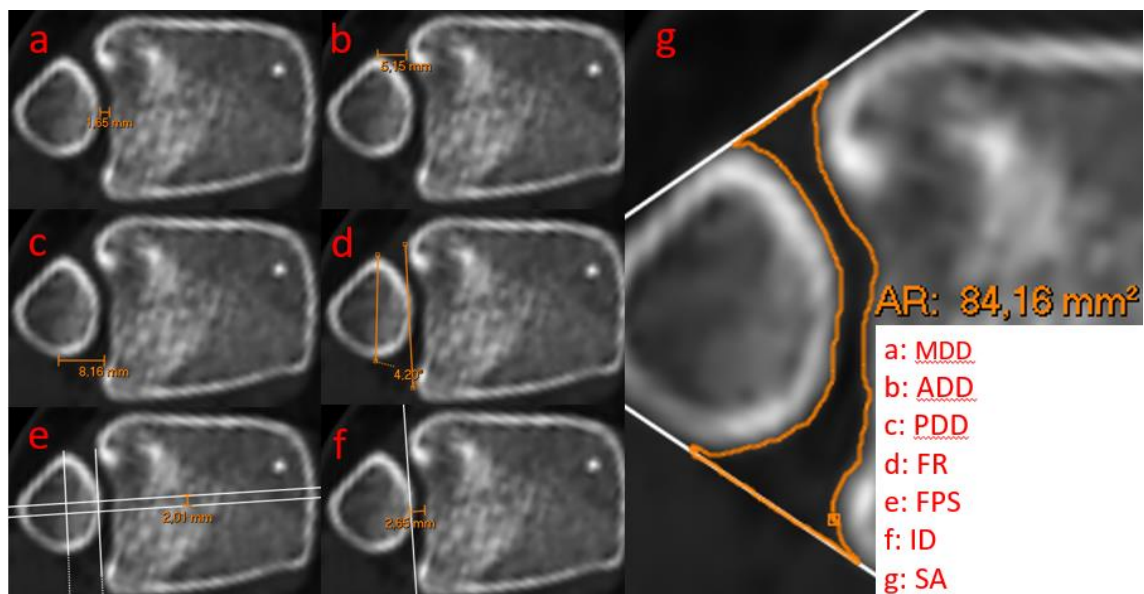


Figura 12. Mediciones realizadas sobre imágenes axiales de tomografía computarizada. **a.** Diferencia directa media (MDD). **b.** Diferencia directa anterior (ADD). **c.** Diferencia directa posterior (PDD). **d.** Rotación peronea (FR). **e.** Posición del peroné en el plano sagital. **f.** Profundidad de incisura (ID). **g.** Área sindesmótica.

Estudios en cadáver mostraron que la sección de los ligamentos de la sindesmosis no provocó alteración en la posición del peroné en la incisura tibioperonea medida sobre imágenes axiales de TAC en descarga⁷⁹. Con el objetivo de incrementar la capacidad de dichas mediciones de poner de manifiesto alteraciones en la relación entre la tibia y el peroné distal que pudieran sugerir inestabilidad de la sindesmosis, se han realizado estudios de TAC en carga^{76,80-82}. La base teórica sobre la que se sustenta esta aplicación es tratar de aplicar estrés sobre los ligamentos de la sindesmosis a través de la carga para que, en caso de que haya afectación de los mismos, se muestre su incompetencia para mantener la posición fisiológica del peroné respecto a la tibia, cuyo valor de referencia sería el mostrado en el tobillo contralateral sano. En estudios realizados sobre pacientes sanos, comparando TAC en carga con TAC en descarga, se ha visto que la aplicación de carga produce un movimiento del peroné de rotación externa y de traslación lateral y posterior respecto a la posición en descarga⁸⁰. Este hecho podría ser explicado porque la aplicación de carga lleva al tobillo a la flexión dorsal, encajando la región anterior de la cúpula astragalina en la mortaja tibioperonea, la cual debe adaptarse al cambio de diámetro mediante la

motilidad del peroné. Dado que el LTPAi limita la rotación externa, el LIO limita la traslación lateral y el LTPPi limita la traslación posterior del peroné, podemos deducir que la aplicación de carga al tobillo tensará los ligamentos de la sindesmosis tibioperonea y por lo tanto contribuirá a detectar su incompetencia. Los estudios preliminares con esta metodología aplicados sobre pacientes con sospecha de lesión de la sindesmosis han mostrado resultados prometedores en el diagnóstico de la inestabilidad^{76,78,81,82}.

Siguiendo la línea del TAC en carga, se han realizado estudios en cadáver tratando de transmitir mayor estrés sobre los ligamentos de la sindesmosis tibioperonea a través de la aplicación de fuerzas sobre el pie y tobillo objeto de estudio^{77,83,84}. Se ha visto que la aplicación de carga y una fuerza de rotación externa sobre el pie provoca un desplazamiento progresivo del peroné a medida que se van seccionando los ligamentos de la sindesmosis tibioperonea^{77,83}. Se ha puesto énfasis en que es la fuerza torsional, y no la aplicación de carga, la que marca la diferencia en la detección de inestabilidades sindesmoticas⁸⁴.

El avance de los programas de visualización de imagen ha permitido realizar mediciones en 3 dimensiones, que podrían incrementar la precisión diagnóstica de esta metodología⁸⁵⁻⁸⁸. Cabe destacar además que la resolución de los sistemas de TAC actuales permite descartar cuerpos libres osteocondrales intrarticulares, frecuentemente asociados a lesiones de la sindesmosis tibioperonea⁸⁹.

1.3.2.4 Resonancia magnética nuclear

Ante la sospecha clínica de lesión ligamentosa se suele recurrir a la resonancia magnética nuclear (RMN) ya que es una prueba no invasiva, sin radiaciones ionizantes y que permite visualizar las estructuras ligamentosas, las cuales, en condiciones normales, deberían verse hipointensas en todas las secuencias de RMN debido a su alto contenido en colágeno⁹⁰. Así pues, al igual que en otras localizaciones corporales, constituyen criterios diagnósticos de daño ligamentoso: el curso anormal, contorno irregular, engrosamiento, disrupción o ausencia del ligamento (Figura 13)^{90,91}. La intensidad de señal incrementada en imágenes T2 puede indicar la presencia de daño agudo

(edema), mientras que la fibrosis o cicatriz se verá como una señal baja o intermedia^{90,92}. Además, se han descrito signos sugestivos de lesión sindesmal, propios de esta región anatómica. El signo del “anillo de fuego roto” hace referencia a la aparición de edema perióstico subcircunferencial alrededor de la tibia situado 4-6 cm proximal al plafón tibial⁹³. Se hipotetiza que puede ser ocasionado por un sangrado consecuencia de la rotura de la membrana interósea, por lo que no estaría presente en lesiones que no afecten a la misma⁹³. El signo “Lambda” se ha descrito como una hiperseñal en el plano coronal que se extiende desde la articulación tibiotalar hacia la incisura peronea y que podría indicar lesión ligamentosa que permite el paso de líquido desde la articulación tibiotalar al espacio tibioperoneo, aunque no constituye un predictor independiente de inestabilidad sindesmótica (Figura 13.c)⁵¹. La RMN tiene una sensibilidad y especificidad elevada (entre el 90 y el 100%) para el diagnóstico de la lesión ligamentosa de la sindesmosis tibioperonea distal⁹⁴⁻⁹⁷.

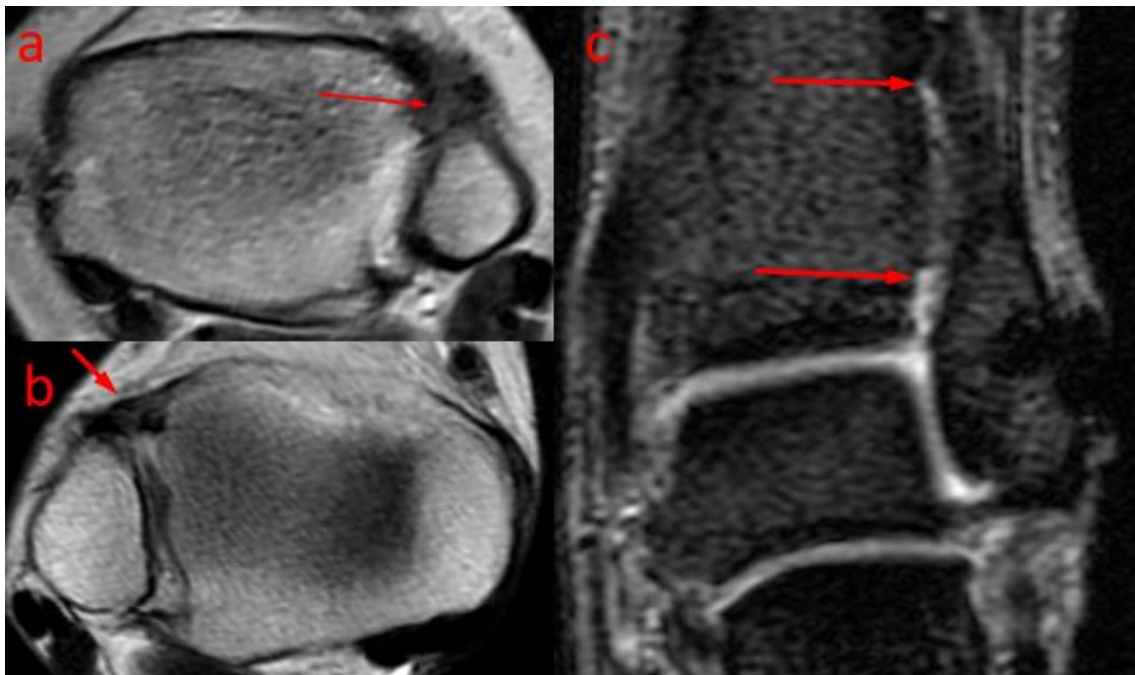


Figura 13. Imágenes de resonancia magnética nuclear. **a.** Desestructuración de ligamento tibioperoneo anteroinferior. **b.** Engrosamiento de ligamento tibioperoneo anteroinferior. **c.** Signo Lambda.

Debido a la dirección oblicua que siguen el LTPAi, el LIO y el LTPPi se ha propuesto la imagen de resonancia magnética axial oblicua para tratar de evaluar con mayor exactitud la continuidad de las estructuras ligamentosas^{98,99}. Además, el empleo de gadolino como contraste en secuencias de supresión grasa incrementa la precisión diagnóstica en lesiones crónicas¹⁰⁰.

1.3.2.5 Ecografía

En los últimos años se ha postulado a la ecografía como método diagnóstico de la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea. El hecho de que se trate de una prueba que se puede realizar en la consulta a tiempo real, económica, dinámica y sin radiación ionizante ha propulsado su uso en el diagnóstico de la patología ligamentosa¹⁰¹⁻¹⁰⁴. Se trata de realizar la evaluación estática de la continuidad del LTPAi y la evaluación dinámica de su funcionalidad mediante la medición del espacio claro tibioperoneo forzando la rotación externa e interna del pie en flexión dorsal^{101,102,104,105}. Posteriormente se compara dicha medición con el tobillo contralateral sano, para de este modo, estableciendo diferencias entre ambas mediciones, y por lo tanto en la posición relativa de tibia y peroné distal, diagnosticar la inestabilidad de la sindesmosis^{101,102}. Además, se han descrito avulsiones del ligamento tibioperoneo posteroinferior mediante ecografía¹⁰⁶.

La sensibilidad y especificidad para detectar una alteración morfológica del LTPAi parece ser cercana al 100%¹⁰⁷. Sin embargo, su capacidad diagnóstica en el test dinámico disminuye considerablemente (S y E en torno al 80%)¹⁰⁷. Además, la evaluación morfológica del LTPPi y LIO no se ha descrito, seguramente por la imposibilidad para realizarla mediante ecografía por las características anatómicas de dicha región.

1.3.2.6 Artroscopia

En este contexto, la artroscopia se mantiene como el gold standard del diagnóstico de la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea distal. Aunque se trata de un método invasivo, permite la visualización del LTPAi, LTPPi y ligamento transversal y la clasificación de su alteración en lesión parcial, completa o avulsión^{95,108}. Sin embargo, es difícil la exploración del

segmento proximal del LIO por su localización dentro de la incisura tibioperonea^{108,109}. Dado que es una prueba dinámica se ha tratado de testar la funcionalidad de los ligamentos. La evaluación de su competencia para mantener la estabilidad de la articulación tibioperonea distal se realiza mediante la introducción de instrumentos de diferente diámetro en el espacio tibioperoneo^{109,110}. De este modo se puede testar la resistencia que ofrecen los ligamentos al paso del instrumental entre la tibia y el peroné y determinar si existe estabilidad o inestabilidad^{109,110}. En este sentido, estudios en cadáver han probado que el diámetro del instrumento que entra en el espacio tibioperoneo se incrementa progresivamente con la sección de cada uno de los ligamentos de la sindesmosis tibioperonea¹¹⁰. Además, la sección del ligamento deltoideo también tiene influencia en este test dinámico¹¹⁰. La unión del tercio posterior con el tercio medio de la incisura tibioperonea parece ser el lugar más apropiado para la introducción de los instrumentos de diámetro progresivo durante el diagnóstico de la inestabilidad sindesmótica mediante artroscopia¹¹¹.

Se han realizado estudios en cadáver tratando de detectar la inestabilidad mediante la evaluación de la traslación del peroné en el plano sagital¹¹². No obstante, existe discrepancia respecto a la capacidad de esta evaluación de diagnosticar la incompetencia ligamentosa. Determinados estudios sostienen que la traslación anteroposterior se incrementa con la sección progresiva de los ligamentos. Otros autores afirman, sin embargo, que solo se detectó alteración en la traslación anteroposterior del peroné mediante artroscopia tras la sección de los tres ligamentos tibioperoneos o tras la combinación de una lesión de los ligamentos tibioperoneos y del ligamento deltoideo¹¹²⁻¹¹⁴.

1.3.3 Clasificación

A lo largo de los años, se han desarrollado hasta 27 clasificaciones de la lesión aislada (sin fractura) de los ligamentos de la sindesmosis¹¹⁵. Se han establecido clasificaciones en base al tiempo transcurrido desde la lesión hasta el diagnóstico, clínica o hallazgos de imagen (Tabla 1)¹¹⁵.

Herramienta	Autor	Graduación
Tiempo de evolución	Vopat et al ³⁰	<ul style="list-style-type: none"> • Aguda: menos de seis semanas entre el traumatismo y el diagnóstico • Subaguda: entre 6 semanas y 6 meses • Crónica: más de 6 meses
Clínica	Gerber et al ¹¹⁶	<p>West Point Ankle Grading System (WPAGS):</p> <ol style="list-style-type: none"> I. Sin inestabilidad, hipersensibilidad sobre LTPAi, capaz de cargar sin dolor, edema bien localizado y mínimo, Squeeze test (+), radiografía sin diástasis. II. Ligera o ninguna inestabilidad, hipersensibilidad sobre LTPAi, dificultad para cargar peso sin soporte parcial, edema significativo, Squeeze test (+), Frick test (+), radiografía sin diástasis. III. Inestabilidad, hipersensibilidad sobre LTPAi y LTPPi, imposible cargar peso, edema difuso, Squeeze test (+), Frick test (+), radiografía con diástasis.
RMN	Calder et al ¹¹⁷	<p>Modificación de WPAGS. Correlaciona la clínica de cada estadio con una lesión en RMN, subdividiendo el estadio II:</p> <ol style="list-style-type: none"> I. Rotura parcial de LTPAi: estable II. Rotura completa de LTPAi +- LIO: <ol style="list-style-type: none"> a. Sin lesión del ligamento deltoideo: estable b. Lesión del ligamento deltoideo: inestable III. Rotura LTPAi + LIO + LTPPi +- deltoideo: inestable
	Sikka et al ¹¹⁸	<ol style="list-style-type: none"> I. Lesión aislada del LTPAi II. Lesión de LTPAi + LIO + membrana interósea III. Lesión LTPAi + LIO + membrana interósea + LTPPi IV. Lesión LTPAi + LIO + membrana interósea + LTPPi + deltoideo
Artroscópica	Lui et al ¹¹⁹	<p>A: inestabilidad franca</p> <p>B: inestabilidad oculta</p>

Tabla 1. Clasificaciones de la lesión de la sindesmosis tibioperonea distal.

Diagnosticar la lesión de los ligamentos de la sindesmosis es posible gracias a la RMN. En base a la sospecha clínica, la RMN nos permite ver alteraciones morfológicas de los ligamentos y por

lo tanto clasificar la lesión en existente o inexistente y precisar además qué ligamentos están afectados e incluso si se trata de una afectación parcial o total de cada ligamento. Empleando la RMN, Schneck clasifica las lesiones ligamentosas en 4 grados: normal, esguince de bajo grado (sin discontinuidad de las fibras), discontinuidad parcial y discontinuidad completa¹²⁰.

Sin embargo, el objetivo final de la clasificación de una patología debe ser facilitar un algoritmo terapéutico al clínico. La decisión sobre el tratamiento que precisa una lesión de la sindesmosis la marca la estabilidad de la articulación tibioperonea distal y no la presencia o ausencia de lesión ligamentosa detectada en una prueba de imagen³⁰. No todas las lesiones ligamentosas asociarán inestabilidad. La dificultad de clasificar una lesión sindesmótica en estable o inestable es el motivo que hace que existan tantas clasificaciones publicadas^{30,115}. Además, no hay evidencia en la literatura que sostenga que el manejo terapéutico deba variar en función del tiempo transcurrido desde la lesión hasta el momento del diagnóstico³⁰.

Varios sistemas de clasificación han intentado establecer una graduación de la lesión en base a los ligamentos lesionados objetivados por RMN y correlacionan cada estadio con el grado de estabilidad de la articulación, realizando una inferencia teórica acerca de la estabilidad de la articulación no probada de manera objetiva¹²¹⁻¹²³. Así pues, una de las clasificaciones más empleadas es la modificación de Calder et al de la clasificación de West Point Ankle Grade System¹¹⁷. Dado que la clasificación establece una relación no probada entre los ligamentos afectados y el grado de estabilidad del tobillo, algunos autores consideran una lesión sindesmótica con afectación del deltoideo como inestable y otros como estable^{30,115}. Las contradicciones entre autores evidencian la ausencia de consenso en el diagnóstico, clasificación y por lo tanto tratamiento de las lesiones aisladas de la sindesmosis tibioperonea.

1.3.4 Tratamiento

El manejo terapéutico de las lesiones de la sindesmosis, independientemente del momento del diagnóstico, se basa en la estabilidad o inestabilidad de la articulación tibioperonea distal^{30,115,124-}

Así pues, las lesiones estables se tratan de manera conservadora^{30,128}. Se inmoviliza el tobillo y se inicia un periodo de descarga de 6 semanas seguido de un periodo de carga parcial con bota inmovilizadora^{30,128}. Posteriormente el paciente inicia un protocolo de rehabilitación^{30,124}.

Las lesiones inestables deberían tratarse quirúrgicamente para evitar la posibilidad de degeneración articular que conllevan^{124,128}. Las opciones quirúrgicas se resumen principalmente en una fijación rígida con tornillos o una fijación dinámica con implante tipo “suture-bottom” (Figura 14)¹²⁴. En lesiones crónicas también se han descrito técnicas de reconstrucción ligamentosa con injerto autólogo^{129,130}.



Figura 14. Radiografía de control tras fijación dinámica con implante tipo “suture-bottom”.

La dificultad en el manejo terapéutico radica en discernir entre lesiones estables e inestables¹¹⁵. Generalmente, en la práctica clínica diaria, la secuencia diagnóstica en la consulta se inicia con la sospecha clínica en base a la anamnesis y a la exploración física. Se realizan radiografías que

descarten patología ósea aguda y diástasis franca tibioperonea³⁰. Tras haber descartado dicha posibilidad y ante la persistencia de sospecha de lesión sindesmótica se solicita RMN^{30,115}. Aquellas lesiones con escasa sintomatología y con lesión parcial del LTPAi sin otras lesiones ligamentosas asociadas (grado I de la modificación de Gerber et al de la WPAGS) se consideran lesiones estables (por la escasa afectación ligamentosa mostrada en la RMN y la escasa sintomatología) y sin realizar una prueba complementaria que teste la estabilidad de la lesión, se tratan de manera conservadora¹¹⁵. Las lesiones con sintomatología florida de lesión sindesmótica y afectación de todos los ligamentos de la sindesmosis en la RMN (grado III de la modificación de Gerber et al de la WPAGS) se consideran inestables y se tratan de manera quirúrgica¹¹⁵. El manejo terapéutico que más conflicto ocasiona es el de aquellas lesiones generalmente clasificadas como grado II de la modificación de Gerber et al de la WPAGS, definidas como inestabilidad latente, inestabilidad oculta o potencialmente inestables^{30,115}. La propia terminología empleada nos indica que en este grupo se encuadran los pacientes que tras la realización de la exploración física y las pruebas complementarias sospechamos una lesión inestable, y por lo tanto subsidiaria de tratamiento quirúrgico, pero en la cual no podemos objetivar de manera fiable la inestabilidad con los métodos diagnósticos no invasivos^{30,115,117}. Es decir, pacientes con sintomatología de lesión sindesmótica y afectación multiligamentosa de la sindesmosis en la RMN (sin rotura completa de todos los ligamentos) cuya funcionalidad de los ligamentos afectos no puede ser testada mediante ningún método diagnóstico no invasivo de manera fiable y que por lo tanto no se pueden clasificar con seguridad en estables o inestables^{30,115}. Esta situación lleva a que lesiones inestables sean tratadas como estables con el consiguiente riesgo de secuelas. Inversamente, la sospecha diagnóstica de inestabilidad en un paciente con una lesión estable puede abocarlo a una intervención quirúrgica que no necesita.

2

**PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA,
HIPÓTESIS Y OBJETIVOS**

2.1 Planteamiento del Problema

La controversia en el algoritmo de decisión terapéutica se encuentra en cómo distinguir una lesión estable de una inestable, especialmente en aquellos pacientes con lesiones clasificadas como inestabilidad sutil o latente, clásicamente denominadas grado II¹²⁴. Estos pacientes, independientemente del tiempo transcurrido desde la lesión, presentan sospecha clínica de lesión de la sindesmosis tibioperonea, afectación de los ligamentos de la sindesmosis en la RMN, sin alteración en los parámetros radiográficos que evidencien una inestabilidad franca.

Una lesión sindesmótica lo suficientemente extensa derivará en una incompetencia de los ligamentos para estabilizar la articulación tibioperonea distal. Esto originará un movimiento anormal o excesivo del peroné durante la marcha, hecho que denominamos inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea¹³¹.

En la inestabilidad de la sindesmosis se pierde, debido al movimiento anormal del peroné durante la marcha, la congruencia articular, incrementándose la presión tibiotalar y pudiendo deteriorar el cartílago articular⁴⁶. Es decir, la inestabilidad de la sindesmosis puede originar artrosis tibiotalar⁴⁶.

En base a lo comentado, resulta comprensible la necesidad de desarrollar un método diagnóstico de la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea, es decir, se hace evidente la necesidad de poder diagnosticar aquellas lesiones ligamentosas que provocan un movimiento excesivo o alterado del peroné en la mortaja tibioperonea durante la marcha. Solo de esta manera podremos realizar un tratamiento adecuado de dicha patología para tratar de prevenir la degeneración de la articulación tibiotalar.

En la actualidad, carecemos de un método diagnóstico no invasivo, objetivo, fiable, accesible y reproducible que permita detectar la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea.

2.2 Hipótesis

Las lesiones parciales de la sindesmosis deben ser evaluadas con detenimiento para clasificarlas en estables o inestables. Someter a los ligamentos tibioperoneos a las fuerzas que originan el fallo por tensión de los mismos pondrá a prueba su capacidad para estabilizar la articulación tibioperonea distal teniendo como patrón comparativo la articulación contralateral sana.

Así pues, en base a lo anterior, formulamos las siguientes Hipótesis de trabajo:

Hipótesis nula:

- No existirán diferencias estadísticamente significativas, entre sujetos con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea y sujetos sanos, en ninguna de las variables medidas en imágenes axiales de tomografía computarizada, bajo fuerza axial y posiciones forzadas del pie, al comparar un tobillo con el contralateral.

Hipótesis alternativa:

- Existirán diferencias estadísticamente significativas, entre sujetos con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea y sujetos sanos, en alguna de las variables medidas en imágenes axiales de tomografía computarizada, bajo fuerza axial y posiciones forzadas del pie, al comparar un tobillo con el contralateral.

2.3 Objetivos

El **objetivo general** de este trabajo de investigación es:

1. Desarrollar un método diagnóstico objetivo, accesible, fiable, reproducible y no invasivo de la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea en pacientes con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea sin fractura acompañante.

Los **objetivos específicos** son los siguientes:

1. Evaluar la variabilidad interindividual de la sindesmosis tibioperonea en pacientes sanos mediante imágenes axiales de tomografía computarizada bajo fuerza axial y posiciones forzadas del complejo tobillo-pie.
2. Analizar la influencia de la posición del pie y la fuerza axial en las mediciones de la sindesmosis tibioperonea realizadas sobre imágenes axiales de TAC en pacientes sanos.
3. Analizar las diferencias en las mediciones de la sindesmosis tibioperonea entre ambos tobillos de pacientes sanos.
4. Analizar las diferencias entre pacientes sanos y pacientes con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea en las mediciones realizadas mediante imágenes axiales de tomografía computarizada bajo fuerza axial y posiciones forzadas del pie.
5. Analizar la fiabilidad interobservador mediante el análisis de concordancia entre observadores independientes en las mediciones realizadas mediante TAC convencional y el dispositivo ajustable de carga simulada.

3

METODOLOGÍA

3.1 Formulación teórica del proyecto de investigación

Tras la definición del problema en base a la práctica clínica habitual se realizó una búsqueda y análisis bibliográfico en castellano y en inglés mediante los motores de búsqueda más empleados (Pubmed, Google Scholar, Base). Se empleó la herramienta de buscador avanzado con la siguiente terminología en el motor de búsqueda: syndesmo*[Title] OR tibiofibul*[Title]. No se estableció límite temporal para las publicaciones.

Se recopilaron aquellos artículos originales y revisiones que hacían referencia a la sindesmosis tibioperonea en cuanto a:

- Anatomía, biomecánica y patomecánica de la articulación tibioperonea distal.
- Mecanismos de lesión de la sindesmosis tibioperonea.
- Epidemiología de la lesión de la sindesmosis tibioperonea.
- Métodos diagnósticos de la lesión de la sindesmosis tibioperonea y de la inestabilidad de la articulación tibioperonea distal.

Además, durante la lectura crítica de los artículos se recopilaron nuevas referencias de la bibliografía de los mismos. Durante el desarrollo de la investigación se actualizó la bibliografía realizando una nueva búsqueda cada 6 meses en las diferentes bases de datos empleando la misma terminología en el motor de búsqueda: syndesmo*[Title] OR tibiofibul*[Title]. En la tabla 2 se adjuntan los artículos que el doctorando considera más relevantes para la comprensión del contexto en el que se desarrolla la investigación.

Artículo	Autores	Metodología	Hallazgos destacables
<i>Diagnosing instability of ligamentous syndesmotic injuries: A biomechanical perspective</i> ¹³¹	Spennacchio et al.	Revisión sistemática	La lesión aislada del ligamento tibioperoneo anteroinferior puede provocar cambios cinemáticos significantes y ser responsable de patrones sutiles de inestabilidad dinámica, independientemente de la existencia de otros daños sindesmóticos asociados.
<i>Ankle Joint Contact Loads and Displacement With Progressive Syndesmotic Injury</i> ⁴⁶	Hunt et al.	Estudio biomecánico en cadáver	La lesión de los ligamentos de la sindesmosis se asocia con un aumento significativo de la presión media de contacto tibiotalar.
<i>Current trends in the diagnosis and management of syndesmotic injury</i> ³⁰	Vopat et al.	Revisión sistemática	El manejo de las lesiones sindesmóticas sigue siendo controvertido, en parte debido a la incapacidad para distinguir de manera precisa las lesiones estables de las inestables.
<i>Classification and diagnosis of acute isolated syndesmotic injuries: ESSKA-AFAS consensus and guideline</i> ¹¹⁵	Van Dijk et al.	Revisión sistemática	Las lesiones estables deberían tratarse de manera no quirúrgica mientras que las lesiones inestables deberían manejarse quirúrgicamente.
<i>The value of axial loading three dimensional (3D) CT as a substitute for full weightbearing (standing) 3D CT: Comparison of reproducibility according to degree of load</i> ¹³²	Kang et al.	Estudio observacional descriptivo en pacientes sanos	La aplicación de fuerza axial equivalente al 70% del peso corporal del sujeto a estudio presenta efectos equivalentes a la bipedestación y podría constituir una metodología que sustituya a los sistemas de TAC en carga.
<i>Eversion during External Rotation of the Human Cadaver Foot Produces High Ankle Sprains</i> ⁴¹	Wei et al.	Estudio biomecánico en cadáver	La combinación de carga con flexión dorsal, eversión y rotación externa del pie predispone a la lesión del LTPAi.

<i>Effect of weightbearing and foot positioning on 3D distal tibiofibular joint parameters</i> ²⁹	Souleiman et al.	Estudio biomecánico en cadáver	La posición del pie en el momento de la realización de la prueba influye de manera notable en las mediciones realizadas en imágenes de tomografía computarizada de la sindesmosis tibioperonea.
<i>Diagnosing Chronic Diastasis of the Syndesmosis: A Novel Measurement Using Computed Tomography</i> ³¹	Malhotra et al.	Estudio observacional descriptivo en pacientes con lesión	La medición del área sindesmótica puede ayudar a identificar diástasis de la sindesmosis en pacientes con dolor persistente tras una fractura de tobillo por rotación.
<i>Range of Normal and Abnormal Syndesmotic Measurements Using Weightbearing CT</i> ⁷⁶	Hagemeijer et al.	Estudio observacional descriptivo en pacientes con lesión	La diferencia directa anterior, media y posterior así como la posición del peroné en el plano sagital son mediciones que pueden ser de utilidad en el diagnóstico de la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea mediante TAC.
<i>Augmented stress weightbearing CT for evaluation of subtle tibiofibular syndesmotic injuries in the elite athlete</i> ¹³³	Campbell et al.	Presentación de un caso	La aplicación de carga y estrés sobre los ligamentos tibioperoneos puede poner de manifiesto la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea.

Tabla 2. Artículos científicos relevantes para la contextualización de la investigación

3.2 Diseño experimental

Tras la lectura crítica de la bibliografía resultante se evidenció la ausencia de un método diagnóstico objetivo, accesible, fiable, reproducible y no invasivo de la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea.

Se formularon las bases teóricas que se debían cumplir para objetivar el movimiento anormal o excesivo del peroné en la articulación tibioperonea distal:

- Para evaluar el movimiento se necesita un test dinámico.
- Identificar el movimiento anormal o excesivo requiere conocer el movimiento normal o fisiológico.
- Objetivar un suceso requiere eliminar el componente subjetivo de la evaluación.

En base a estas premisas y a la dificultad, debido a las herramientas diagnósticas de esta patología en el momento actual, de reclutar a un grupo de pacientes con diagnóstico inequívoco de inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea que no hubiesen pasado por el quirófano, se optó por un diseño de estudio observacional y descriptivo. El proyecto de investigación se divide en tres fases, cada una de las cuales se trata de una serie de casos: un análisis descriptivo de un grupo de pacientes o de un único paciente en el caso de la fase 2. Así, cada fase se corresponde con un artículo de los recogidos en esta tesis doctoral. De este modo, la investigación se ideó en tres etapas sucesivas en las que, el resultado de la etapa anterior servía de base para la siguiente:

- Fase 1: análisis del comportamiento de la sindesmosis tibioperonea en un grupo de sujetos sin lesión.
- Fase 2: análisis del comportamiento de la sindesmosis tibioperonea en un sujeto con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis.
- Fase 3: análisis del comportamiento de la sindesmosis tibioperonea en un grupo de sujetos sin lesión frente a un grupo de sujetos con sospecha clínica de inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea.

3.3 Material

3.3.1 Población

La población diana la constituyeron los pacientes con dolor o sensación de fallo tras esguince de tobillo. La población accesible fueron los pacientes que acudieron al Hospital Universitario

Virgen del Rocío, a través de las urgencias o de la consulta reglada, por dolor o inestabilidad tras un esguince de tobillo. Se determinó la población elegible, definiéndose criterios de inclusión y exclusión, tanto para los pacientes sanos como para los pacientes con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea.

Criterios de exclusión de pacientes sanos:

- Historia de cirugía de pie y/o tobillo.
- Historia de fractura o esguince de tobillo.
- Condición mental que dificultase la realización de TAC o la comprensión de la hoja informativa y consentimiento informado de la investigación.
- Alergia a anestésicos locales.
- Embarazo.

Criterios de inclusión de pacientes con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea, se estableció como requisito cumplir cada uno de los criterios de inclusión:

- Historia de uno o más esguinces de tobillo (diagnosticado como esguince bajo de tobillo en el servicio de urgencias).
- Dolor anterior de tobillo o inestabilidad durante la marcha persistente tras el tratamiento del esguince de tobillo (2 o menos semanas de inmovilización en descarga seguidas de fisioterapia).
- Frick test o squeeze test positivos.

Criterios de exclusión de pacientes con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea:

- Historia de cirugía o fractura en pie o tobillo.
- Historia de esguince contralateral.
- Condición mental que dificultase la realización de TAC.
- Alergia a anestésicos locales.

- Embarazo.

Se calculó el tamaño muestral mediante el programa epidat Versión 3.1 (©Xunta de Galicia). Se estableció la variable diferencia de áreas entre ambos pies como referencia para la estimación del tamaño muestral en la primera fase. Se estableció un error alfa del 0.05 y, tras la realización de un estudio piloto, una magnitud de efecto de 2.2 y una desviación estándar de 4.32 resultando en una N de 15 sujetos sanos para el primer estudio.

Para el cálculo del tamaño muestral de la tercera fase se empleó la misma variable referencia, se estableció un error alfa de 0.05, una potencia del 80% y una magnitud de efecto de 10 mm². Tras la realización de un estudio piloto se establecieron las desviaciones estándar en 4.32 y 11.8. Resultó un tamaño de la muestra de 13 sujetos, dado que el grupo de pacientes sanos estudiado había sido 15 sujetos, se reclutó un grupo de 15 sujetos con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis.

Los participantes fueron aquellos pacientes de la población elegible que tras la comprensión de la hoja informativa aceptaron participar en el estudio firmando el consentimiento informado. El grupo control se constituyó a partir de la población general a partir de los criterios de exclusión anteriormente mencionados. Para facilitar la recopilación de datos epidemiológicos de los sujetos a estudio se pasó un cuestionario antes de la realización de la prueba diagnóstica (Anexo 10.1).

3.3.2 Dispositivo de carga simulada ajustable

Se empleó el dispositivo de carga simulada ajustable, registrado en la oficina de patentes y marcas registradas en España el 21 de Septiembre de 2011 (número de aplicación P201121522)¹³⁴. Este dispositivo simula el efecto de la bipedestación de modo simétrico para ambos pies, a través de una fuerza axial aplicada externamente, a la par que le permite al investigador controlar la posición de ambos pies.

El modelo está constituido por una superficie de apoyo para el paciente en posición decúbulo supino y dos topes, uno distal móvil y otro a nivel proximal fijo, así como de un sistema de

aplicación de fuerza axial. Dicha fuerza axial puede además ser controlada mediante un dinamométrico. Se fabricó íntegramente en metacrilato, material radiotransparente que compatibiliza su uso con el TAC y la RMN.

La tabla sobre la que reposa el sujeto a estudio presenta una extensión adaptable a la altura de cada sujeto que incluye dos topes proximales almohadillados para acomodar los hombros del paciente (Figura 15).



Figura 15. Fotografía de un sujeto a estudio durante la presente investigación. Se puede apreciar la tabla de reposo del dispositivo de carga simulada ajustable con los topes proximales almohadillados, ajustables a la altura del sujeto, para acomodar los hombros del paciente. En el caso mostrado se ha incluido una sábana entre el hombro y el soporte almohadillado del paciente para incrementar el confort durante la realización de la prueba.

En la región distal de la tabla de metacrilato se sitúan dos superficies de apoyo para los pies configuradas para que el apoyo podal se pueda modificar de manera independiente en cada pie (Figura 16).

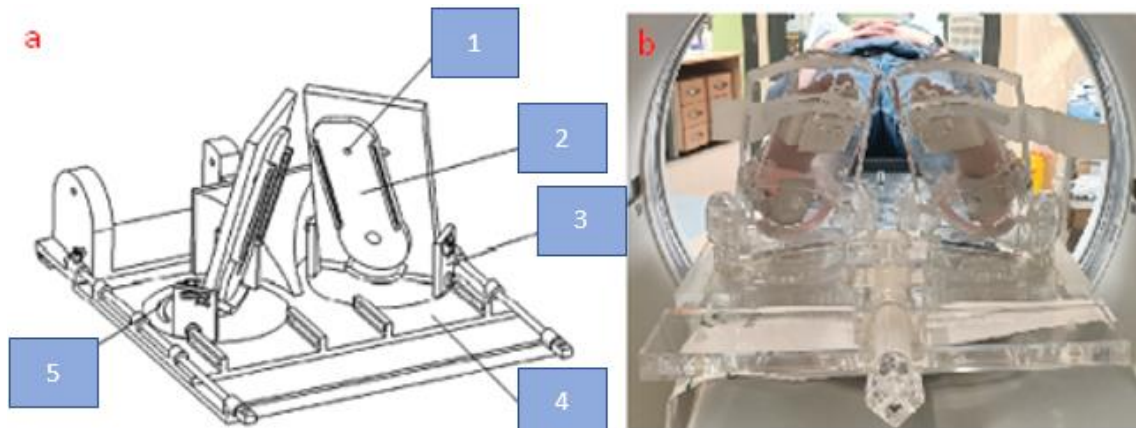


Figura 16.a. Esquema de las plataformas móviles regulables que albergan las superficies de apoyo podal. Sistema de ajuste de rotación externa e interna del pie sobre el eje tibioperoneo (1), plataforma de apoyo podal con región semicircular diseñada para albergar el talón del paciente (2), sistema de ajuste de flexión dorsoplantar del pie (3), soporte sobre el que asientan las plataformas en la tabla de metacrilato(4), sistema de ajuste para la inversión/eversión del pie (5).

b. Imagen real de superficies de apoyo podal, plataformas móviles regulables y sistema de fuerza axial del dispositivo de carga simulada ajustable.

Dichas superficies permiten realizar el apoyo plantar completo de ambos pies y facilitan su sujeción mediante cintas de velcro que fijan los pies a las plataformas (Figura 17).



Figura 17. Cintas de velcro que fijan los pies a las plataformas de apoyo podal.

Presenta además un mecanismo de angulación regulable manualmente que permite a las plataformas de apoyo podal girar de manera controlada. De este modo, es posible ajustar las plataformas de apoyo podal en diversos grados de:

- Flexo-extensión del tobillo (Figura 18)

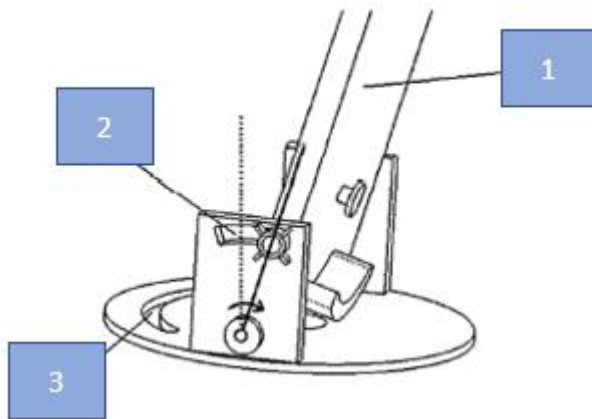


Figura 18. Vista lateral de la plataforma móvil. Superficie de apoyo podal (1). Sistema de regulación de la flexión dorsoplantar (2). Sistema de regulación de la inversión y eversión (3).

- Eversión/inversión (Figura 19).

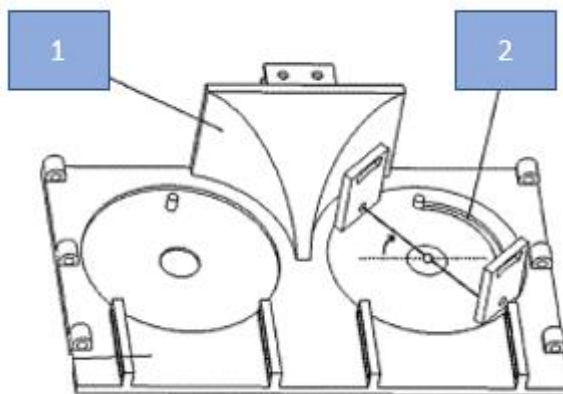


Figura 19. Visión de la plataforma giratoria (tras extraer la superficie de apoyo podal) que permite la aplicación de inversión y eversión. Soporte sobre el que se aplica la fuerza axial (1), sistema de regulación de la inversión/eversión (2).

- Rotación de los pies respecto al eje tibioperoneo (Figura 20).

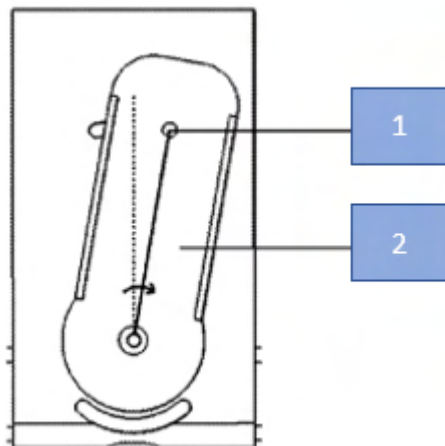


Figura 20. Plataforma rotatoria del pie respecto al eje tibioperoneo. Sistema de regulación de la rotación del pie respecto al eje tibioperoneo (1), superficie de apoyo plantar (2).

La aplicación de fuerza axial se realiza mediante un tornillo sin fin que contacta con el soporte móvil sobre el que se asientan las plataformas de apoyo podal. Mediante un peso se puede regular la presión que ejerce dicho tornillo sin fin (Figura 21).



Figura 21. Fotografías del sistema de aplicación y control de la fuerza axial **a.** Tornillo sin fin aplicando fuerza axial. **b.** Dinamométrico que permite ajustar la fuerza axial al peso corporal.

3.3.3 Instalaciones y TAC

Tras firmar el documento de compromiso del investigador (Anexo 10.2) y obtener el documento firmado de la idoneidad de las instalaciones (Anexo 10.3) e idoneidad del equipo (Anexo 10.4), se emplearon las instalaciones del Hospital de Rehabilitación y Traumatología del Hospital Universitario Virgen del Rocío donde se realizaron las pruebas de imagen empleando el LightSpeed16 With Xtream CT Scanner System (General Electric medical systems, USA) con la adquisición de parámetros como sigue: voltaje: 120 kV; corriente de tubo: 3-10 mA, dosis total de radiación 720-790 mGy/cm; grosor del corte: 0,63 mm; rango de exploración: 52-77 mm. Se empleó el protocolo de dosis pediátricas y el campo de visión dirigido a la mortaja tibioperonea para reducir la dosis de radiación que recibieron los pacientes a estudio.

3.4 Metodología experimental

La metodología empleada para la adquisición de las imágenes de TAC, el proceso realizado para la sistematización de las mediciones sobre las imágenes axiales de tomografía computarizada, la definición de las variables empleadas y el análisis estadístico de los resultados se encuentran recogidos en cada uno de los manuscritos publicados, para evitar la duplicación de la información se remite a la lectura de los mismos en el apartado 5.

3.5 Ética

El estudio fue aprobado por Comité de Ética de la Investigación del Hospital Universitario Virgen del Rocío y Virgen Macarena (CEIC 1119-N-20) (Anexo 10.5). Todos los sujetos fueron voluntarios que recibieron, de manera verbal y por escrito (Anexo 10.6), información detallada respecto al proyecto de investigación y quienes, posteriormente, firmaron el consentimiento informado para participar en el estudio (Anexo 10.7).

4

**RESUMEN DE
LOS MANUSCRITOS**

4.1 Resumen Manuscrito I

Título: Análisis de la sindesmosis tibioperonea sana empleando imágenes de TC convencional y fuerza axial en diferentes posiciones del pie.

Objetivo: Las mediciones e índices de la sindesmosis son motivo de controversia y muestran variabilidad interindividual. El propósito de este estudio fue analizar, mediante imágenes axiales de tomografía computarizada y un dispositivo de carga simulada, la sindesmosis tibioperonea sana bajo fuerza axial y posiciones forzadas del pie.

Métodos: Se estudiaron un total de 15 pacientes sanos (30 tobillos) empleando un dispositivo de carga simulada ajustable (DCSA). Este dispositivo permitió realizar TC bilateral de tobillo en dos posiciones forzadas del pie y tobillo (flexión plantar de 30°, inversión de 15°, rotación interna de 20° y flexión dorsal de 15°, eversión de 15°, rotación externa de 30°). Se aplicó simultáneamente fuerza axial de manera controlada (70% de peso corporal). Las mediciones en la imagen axial de tomografía computarizada fueron: área sindesmótica (SA), rotación peronea (FR), posición del peroné en el plano sagital (FPS), profundidad de la incisura (ID), diferencia directa anterior (ADD), diferencia directa media (MDD) y diferencia directa posterior (PDD).

Resultados: En pacientes sin daño de la sindesmosis tibioperonea, la aplicación de fuerza axial y posiciones forzadas de pie y tobillo mostraron diferencias estadísticamente significativas en las mediciones de la sindesmosis tibioperonea entre la posición de estrés y la de relajación, también mostraron variabilidad interindividual: SA (mediana = 4.12 [RIC = 2.42, 6.63]) ($p < 0.001$), ADD (0.67 [0.14, 0.67]) ($p < 0.001$), MDD (0.45, [0.05,0.9]) ($p < 0.001$), PDD (0.73 [-0.05, 0.73]) ($p < 0.002$). Sin embargo, no se detectaron diferencias estadísticamente significativas cuando se compararon las diferencias entre la posición de estrés y relajación de un tobillo respecto al lado contralateral: SA (-0.14, DS = 4.33 [IC95% = -2.53, 2.26]), ADD (-0.42, 1.08[-1.02, 0.18]), MDD (0.29, 0.54 [-0.01, 0.59]), PDD (-0.1, 1.42 [-0.89, 0.68]). La fiabilidad interobservador mostró un coeficiente de correlación intraclase de 0.990 [95% IC = 0.972, 0.997].

Conclusiones: Se observó amplia variabilidad interindividual en todas las mediciones de la sindesmosis, pero no se encontraron diferencias estadísticamente significativas cuando se comparó un tobillo con el lado contralateral. Medir los parámetros de alineación de la sindesmosis puede ser de valor únicamente si se comparan con el tobillo contralateral.

CONTRIBUCIÓN DEL DOCTORANDO EN EL MANUSCRITO I:

Participación del autor: diseño del estudio, diseño del cuestionario de datos epidemiológicos, diseño de la base de datos, identificación de los sujetos a estudio, explicación de la información detallada respecto al proyecto de investigación a los voluntarios participantes y recopilación de los documentos de consentimiento informado firmados, recopilación de los datos epidemiológicos de los sujetos a estudio mediante anamnesis, exploración física de los voluntarios, realización, control y supervisión estricta de la prueba complementaria, realización de las mediciones de las variables, revisión de la literatura, redacción del manuscrito y elaboración de la documentación clínica en imágenes, colaboración con el departamento de estadística durante el análisis de los resultados, preparación y envío de la publicación (*primer autor* y *autor correspondiente*) y difusión de los resultados del estudio a nivel nacional e internacional en congresos mediante ponencias y comunicaciones.

4.2 Resumen Manuscrito II

Título: Inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea: diagnóstico mediante TAC con carga axial y posiciones forzadas del pie.

Objetivo: Probar un método diagnóstico objetivo, fiable y reproducible que permita detectar la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea.

Material y métodos: Se presenta el caso de un paciente con dolor recurrente sobre la articulación tibioperonea tras un esguince de tobillo. Ante la sospecha de lesión de los ligamentos tibioperoneos se realizó un TAC con carga axial y posiciones forzadas de ambos pies.

Resultados: La diferencia en el área del espacio tibioperoneo entre la posición de relajación y la posición de tensión de la sindesmosis en el tobillo sano fue de 5,79 mm², mientras que en el tobillo lesionado fue de 22,58 mm².

Conclusión: El TAC con carga axial y posiciones forzadas de ambos pies puede ser útil para el diagnóstico de la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea.

CONTRIBUCIÓN DEL DOCTORANDO EN EL MANUSCRITO II:

Participación del autor: diseño del estudio, diseño del cuestionario de datos epidemiológicos, diseño de la base de datos, identificación del sujeto a estudio, explicación de la información detallada respecto al proyecto de investigación al paciente y recopilación del documento de consentimiento informado firmado, recopilación de datos epidemiológicos del sujeto a estudio mediante anamnesis, exploración física del participante, realización, control y supervisión estricta de la prueba complementaria, realización de las mediciones de las variables, revisión de la literatura, redacción del manuscrito y elaboración de la documentación clínica en imágenes, preparación y envío de la publicación (*primer autor y autor correspondiente*) y difusión de los resultados del estudio a nivel nacional e internacional en congresos mediante ponencias y comunicaciones.

4.3 Resumen Manuscrito III

Título: **Diagnóstico de la inestabilidad sutil de la sindesmosis empleando TAC convencional y fuerza axial en diferentes posiciones del pie.**

Introducción: Actualmente, no hay ningún método disponible que pueda detectar de manera objetiva y fiable la inestabilidad sutil de la articulación tibioperonea distal. El propósito de este estudio es diagnosticar, empleando tomografía axial computarizada y un dispositivo de carga simulada ajustable, la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea.

Métodos: Se estudiaron 15 individuos sanos y 15 pacientes con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea (en total 60 tobillos) empleando un dispositivo de carga simulada ajustable (DCSA). Este dispositivo permitió realizar TAC bilateral de tobillo en dos posiciones forzadas de pie y tobillo (30° de flexión plantar, 15° de inversión, 20° de rotación interna y 15° de flexión dorsal, 15° de eversión, 30° de rotación externa). Se aplicó fuerza axial simultáneamente de manera controlada (70% del peso corporal). Se realizaron las siguientes mediciones en imágenes axiales de tomografía computarizada: área sindesmótica (SA), rotación peronea (FR), posición del peroné en el plano sagital (FPS), profundidad de la incisura (ID), diferencia directa anterior (ADD), diferencia directa media (MDD) y diferencia directa posterior (PDD).

Resultados: Se observaron diferencias estadísticamente significativas en la variable área sindesmótica entre los voluntarios sanos (media=-0.14, DS=4.33) y lesionados (media=16.82, DS=12.3) ($p<0.001$). No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las variables ADD, MDD, PDD, ID, FPS y FR.

Conclusiones: La medición del área sindesmótica empleando fuerza axial y posiciones forzadas del pie empleando el DCSA puede ser de utilidad para el diagnóstico de la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea.

CONTRIBUCIÓN DEL DOCTORANDO EN EL MANUSCRITO III:

Participación del autor: diseño del estudio, diseño del cuestionario de datos epidemiológicos, diseño de la base de datos, identificación de los sujetos a estudio, explicación de la información detallada respecto al proyecto de investigación a los sujetos participantes y recopilación de los documentos de consentimiento informado firmados, recopilación de los datos epidemiológicos de los sujetos a estudio mediante anamnesis, exploración física de los participantes, realización, control y supervisión estricta de la prueba complementaria, realización de las mediciones de las variables, revisión de la literatura, redacción del manuscrito y elaboración de la documentación clínica en imágenes, colaboración con el departamento de estadística durante el análisis de los resultados, preparación y envío de la publicación (*primer autor y autor correspondiente*) y difusión de los resultados del estudio a nivel nacional e internacional en congresos mediante ponencias y comunicaciones.

5

MANUSCRITOS

TRADUCIDOS

5.1 Manuscrito traducido I

Análisis de la sindesmosis tibioperonea sana empleando imágenes de TC convencional y fuerza axial en diferentes posiciones del pie

1 INTRODUCCIÓN

El daño a los ligamentos de la sindesmosis altera la biomecánica normal de la articulación y genera un movimiento anormal del astrágalo dentro de la mortaja, causando cambios en el área de contacto tibiotalar e incrementando la presión sobre la cúpula astragalina y el plafón tibial^{46,135,136}. Este incremento de presión mantenida a lo largo del tiempo puede causar artrosis de tobillo⁴⁶. Por lo tanto, el diagnóstico temprano de la inestabilidad es esencial para prevenir cambios degenerativos.

En los últimos años, debido a la baja sensibilidad y especificidad de los test de exploración clínica^{53,54,137}, los estudios que tratan de diagnosticar la inestabilidad de la articulación tibioperonea distal han proliferado^{30,35,78,81,103}. Diagnosticar la inestabilidad requiere demostrar de manera objetiva el movimiento anormal del peroné en la sindesmosis tibioperonea. La naturaleza dinámica que esto implica ha impulsado estudios que tratan de simular condiciones de estrés de la sindesmosis y buscan diferencias entre un tobillo sano y el contralateral dañado^{35,69,110,112,138}. La artroscopia se ha propuesto como el gold standard para el diagnóstico del movimiento peroneo anormal en la sindesmosis tibioperonea, pero es un método invasivo^{15,113,137,110}. La ecografía se postula como un método útil, pero es operador dependiente y requiere de una larga curva de aprendizaje^{106,103,107,102}. Las mediciones llevadas a cabo con tac en carga (WBCT) se consideran más fiables que la radiografía en carga^{66,67}, permitiendo generar estrés en la sindesmosis mediante el peso corporal en posiciones variables y otorgando imágenes en 3D que permiten mediciones volumétricas⁸⁷. Sin embargo, las posiciones de máximo estrés son difíciles de medir en

bipedestación debido a la respuesta propioceptiva y a la contracción tendinosa. Además, la mayor parte de unidades de Pie y Tobillo del mundo solo tienen acceso al TAC convencional.

El objetivo de este estudio es analizar, mediante imágenes axiales de tomografía computarizada, la sindesmosis tibioperonea sana bajo fuerza axial y posiciones forzadas del pie. El objetivo secundario es analizar la fiabilidad interobservador de este método.

2 MÉTODOS

2.1 Población

El estudio fue aprobado por Comité de Ética de la Investigación del Hospital Universitario Virgen del Rocío y Virgen Macarena (CEIC 1119-N-20). Todos los sujetos fueron voluntarios sanos seleccionados de manera aleatoria quienes recibieron, de manera verbal y por escrito, información detallada respecto al proyecto de investigación y quienes, posteriormente, firmaron el consentimiento informado para participar en el estudio. Tras llevar a cabo un análisis de poder, la población a estudio consistió en 15 voluntarios (30 tobillos) que incluyeron 7 mujeres y 8 hombres de una edad entre 24 y 66 años (media 37,2 años). Los voluntarios fueron evaluados por un cirujano ortopédico quien, tras llevar a cabo una anamnesis y un examen físico detallado, confirmó la ausencia de los criterios de exclusión: historia de cirugía de pie y tobillo, historia de fractura o esguince de tobillo, condición mental que dificultase la colaboración del paciente para la realización del TAC, alergia a anestésicos locales o embarazo.

2.2 Técnica de imagen

El presente estudio fue llevado a cabo empleando un dispositivo diseñado y manufacturado entre Enero de 2010 y Septiembre de 2011, el dispositivo de carga simulada ajustable (DCSA), registrado en la Oficina española de Marcas Registradas y Patentes el 21 de Septiembre de 2011 (número de aplicación P201131522) (Figura 22)¹³⁴. Este dispositivo permite, con el paciente en decúbito supino en una mesa de TAC convencional, mantener posiciones forzadas de ambos pies y tobillos mientras se aplica, mediante un tornillo sin fin, fuerza axial de manera controlada. Además, empleando un goniómetro y un dinamométrico (Figura 22), permite replicar la posición

de estrés en cada paciente y ajustar la fuerza axial al peso corporal, el cual en este estudio se fijó en un 70% del peso corporal del paciente, ya que este límite ha mostrado efectos equivalentes al WBCT¹³⁹. Debido al potencial estrés sobre el tobillo que puede ejercer este dispositivo, se le ofreció a los voluntarios la posibilidad de recibir un bloqueo anestésico de la articulación en caso de discomfort, el cual no fue necesario en ningún sujeto. Se usó un LightSpeed16 With Xtream CT Scanner System (General Electrics medical systems, USA) con la adquisición de parámetros como sigue: voltaje: 120 kV; corriente de tubo: 3-10 mA, dosis total de radiación 720-790 mGy/cm; grosor del corte: 0,63 mm; rango de exploración: 52-77 mm. De este modo, cada paciente se sometió a dos TACs con fuerza axial el mismo día, uno con ambos pies con 30° de flexión plantar, 15° de inversión y 20° de rotación interna (posición de relajación de la sindesmosis) y otro con ambos pies con 15° de flexión dorsal, 15° de eversión y 30° de rotación externa (posición de estrés de la sindesmosis) (Figura 22). Estas posiciones fueron elegidas en base a estudios biomecánicos previos con el objetivo de forzar la sindesmosis tibioperonea sin sobrepasar el límite que pudiese originar lesión⁴¹. Se adquirieron imágenes axiales de la articulación del tobillo.



Figura 22. **a.** Dispositivo de carga simulada ajustable (DCSA). Este dispositivo se aplica sobre una mesa convencional. **b.** Tornillo sin fin que permite aplicar fuerza axial. **c.** Dinamométrico que permite ajustar la fuerza axial al peso corporal. **d-f.** Pies en 30° de flexión plantar, 15° de inversión y 20° de rotación interna (posición de relajación de la sindesmosis). **g-i.** Pies con 15° de flexión dorsal, 15° de eversión y 30° de rotación externa (posición de estrés de la sindesmosis).

2.3 Mediciones tibioperoneas distales

Se empleó el software VUE PACS, versión 12.0.0.0700 (© Carestream Health). Tras seleccionar la ventana ósea para llevar a cabo las mediciones, los cortes se estandarizaron ajustando la rotación del tobillo hasta que, en una imagen axial localizada a nivel del plafón tibial, el borde anterior del maléolo lateral estuviera paralelo al borde anterior del maléolo medial (Figura 23). A continuación, para obtener imágenes completamente paralelas al plafón tibial, los ejes se ajustaron

en el plano coronal y sagital. Las mediciones se hicieron a 1 cm de la superficie articular distal de la tibia, ya que a este nivel se define mejor la incisura peronea^{140,141}. Este es el nivel de corte empleado en la mayoría de estudios para medir la sindesmosis tibioperonea en imágenes axiales, por lo que este estudio otorga mediciones que son comparables a otros estudios^{31,76,142,143}.

Un cirujano ortopédico y un radiólogo llevaron a cabo las mediciones para evaluar la reproducibilidad interobservador del método. De este modo, en cada posición forzada de ambos tobillos, se midieron los siguientes parámetros: área sindesmótica (SA), rotación peronea (FR), posición del peroné en el plano sagital (FPS), profundidad de la incisura (ID) y diferencia directa anterior (ADD), media (MDD) y posterior (PDD) (Figura 23).

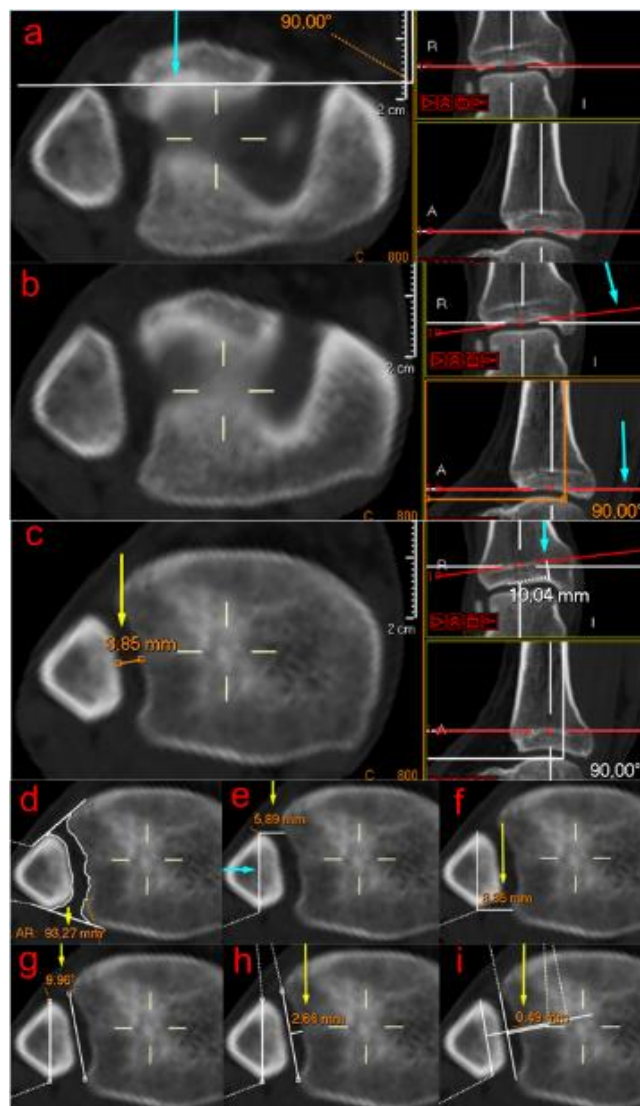


Figura 23. Metodología de medición. Estandarización (flecha azul): **a.** Ajuste de rotación. **b.** Orientación del corte axial paralelo al plafón tibial. **c.** Posicionamiento a 1 cm de la superficie articular distal de la tibia. Mediciones (flechas amarillas): **c.** Diferencia directa media (MDD), (distancia que separa el punto intermedio de la incisura de la cortical del peroné más cercana). **d.** Área sindesmótica (SA) (espacio delimitado por dos líneas tangenciales a las corticales anterior y posterior de tibia y peroné). **e.** Diferencia directa anterior (ADD). **f.** Diferencia directa posterior (PDD) (distancia que separa, de manera perpendicular a la línea de orientación peronea, al punto más anterior o posterior del peroné de la cortical tibial), la línea de orientación peronea une el punto más anterior y posterior del peroné (flecha azul). **g.** Rotación peronea (FR) (ángulo entre la línea de orientación peronea y la línea que une el borde anterior y posterior de la incisura), el ángulo se consideró positivo cuando el peroné estaba rotado internamente respecto a la incisura. **h.** Profundidad de la incisura (ID) (distancia desde la cortical tibial en el punto medio de la incisura hasta la línea que une al punto más anterior con el más posterior de la incisura). **i.** Posición del peroné en el plano sagital (FPS) (diferencia entre el punto medio de la longitud de la incisura y el punto medio de la línea de longitud peronea, representada esta última como una línea desde el punto más anterior del peroné y paralela a la longitud de la incisura)³¹, la posición se consideró positiva cuando el peroné estaba anterior respecto a la tibia.

2.4 Análisis estadístico

Tras realizar dichas mediciones bilateralmente en la posición de relajación (inversión, rotación interna y flexión plantar) y de estrés (eversión, rotación externa y flexión dorsal), se calcularon las diferencias en cada variable entre la posición de estrés y la de relajación para cada tobillo. Estas diferencias se compararon con aquellas mostradas en el tobillo contralateral.

Además, se calcularon las diferencias entre ambos tobillos en la misma posición.

Se empleó el *test Shapiro-Wilks* para el análisis de la normalidad y la *t de student para una muestra* para la inferencia. Para la diferencia entre sexos, se empleó el *test t de student para muestras independientes* para analizar las variables normales y el *test U de Mann-Whitney* para

analizar las variables no paramétricas. Se consideró significativo un p valor < 0,05. Para analizar la relación entre las variables y la edad, se empleó el coeficiente de correlación *Spearman Rho*. Se calculó el coeficiente de correlación intraclase (efectos aleatorios dos factores, concordancia absoluta, medición única) para estimar la fiabilidad interobservador para las variables continuas¹⁴⁴.

El resumen estadístico se presenta en las figuras 24 y 25 como box plot (mediana, cuartil superior e inferior y rango) y en las figuras 26 y 27 como la media y los intervalos de confianza del 95%. El análisis estadístico se llevó a cabo empleando SPSS Statistics para Windows, versión 26.0 (edición 2019; IBM, Armonk, NY).

3 RESULTADOS

3.1 Sexo y edad

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en ninguna variable cuando se analizó el sexo. No se encontró correlación entre la edad y otras variables.

3.2 Fiabilidad interobservador

El coeficiente de correlación intraclase (efectos aleatorios dos factores, concordancia absoluta, medición única) fue de 0,990 [IC95% = 0.972, 0.997]. La significación estadística con respecto a cero fue $p < 0.001$. Mostró una fiabilidad excelente¹⁴⁴.

3.3 Valores de las mediciones

Se observó amplia variabilidad interindividual en todas las variables (Figura 24). Todos los pacientes mostraron un ángulo de rotación peronea positivo (FR), por lo tanto, aunque este ángulo adquirió un amplio rango de valores tanto en estrés (mediana = 12.07, [RIC = 8.64, 16.84]) como en posición de relajación (12.86 [10.76, 16.3]), el peroné se mantuvo siempre en rotación interna respecto a la incisura. La mayoría de los pacientes mostraron una medición positiva de FPS tanto en estrés (1.86 [1, 2.78]) como en relajación (1.61 [1.13, 2.51]), de modo que la mayoría de los

pacientes mantuvieron, independientemente de la posición, una posición anterior del peroné respecto a la incisura.

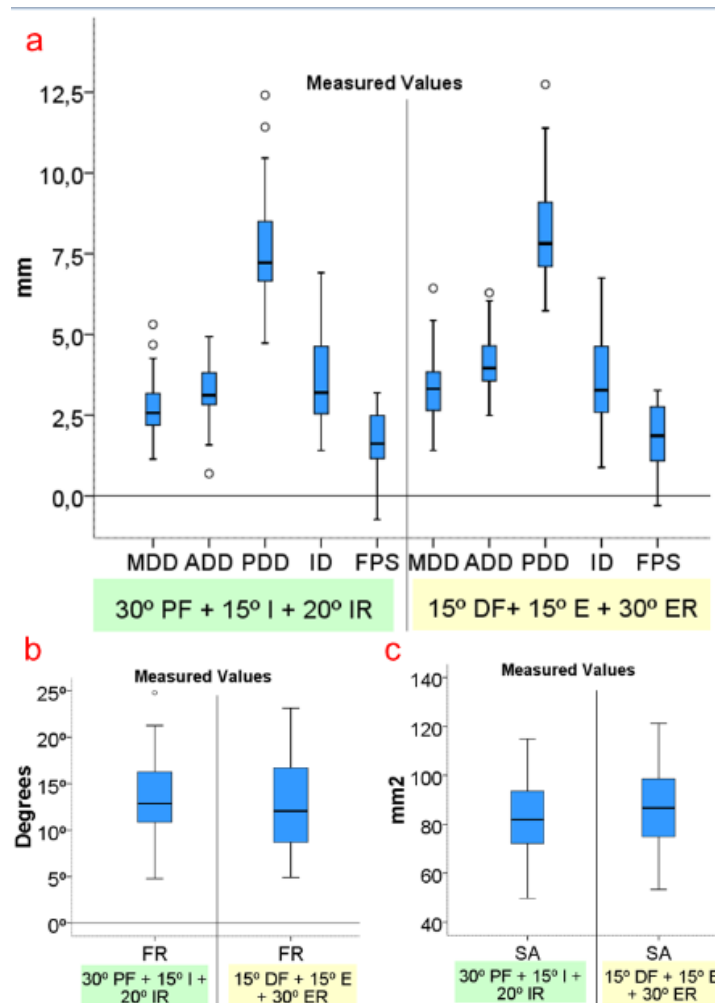


Figura 24. Valores medidos de 30 tobillos en 15 sujetos sanos expresado mediante mediana y rango intercuartílico. **a.** Mediciones en mm: diferencia directa media (MDD), diferencia directa anterior (ADD), diferencia directa posterior (PDD), profundidad de incisura (ID), posición del peroné en el plano sagital (FPS). Flexión plantar (PF), inversión (I), rotación interna (IR), flexión dorsal (DF), eversión (E), rotación externa (ER). **b.** Mediciones en grados: rotación peronea (FR). **c.** Mediciones en mm²: área sindesmótica (SA).

3.4 Diferencias estrés-relajación

Cuando el tobillo pasó de la posición de relajación a la de estrés de la sindesmosis, hubo un incremento de MDD (mediana = 0.45, [RIC = 0.05,0.9]), ADD (0.67 [0.14, 0.67]), PDD (0.73 [-

0.05, 0.73]) y SA (4.12 [2.42, 6.63]) que mostró diferencias estadísticamente significativas: SA ($p < 0.001$), MDD ($p < 0.001$), ADD ($p < 0.001$), PDD ($p < 0.002$) (t de Student para una muestra) (Figura 25). El peroné rotó externamente (-0.56 [-2.83, 2.35]) y se movió posteriormente (0.04 [-0.45, 0.53]) pero sin mostrar diferencias estadísticamente significativas. La profundidad de la incisura, como era de esperar, se mantuvo sin cambios (0.05 [-0.16, 0.24]), sin diferencias estadísticamente significativas.

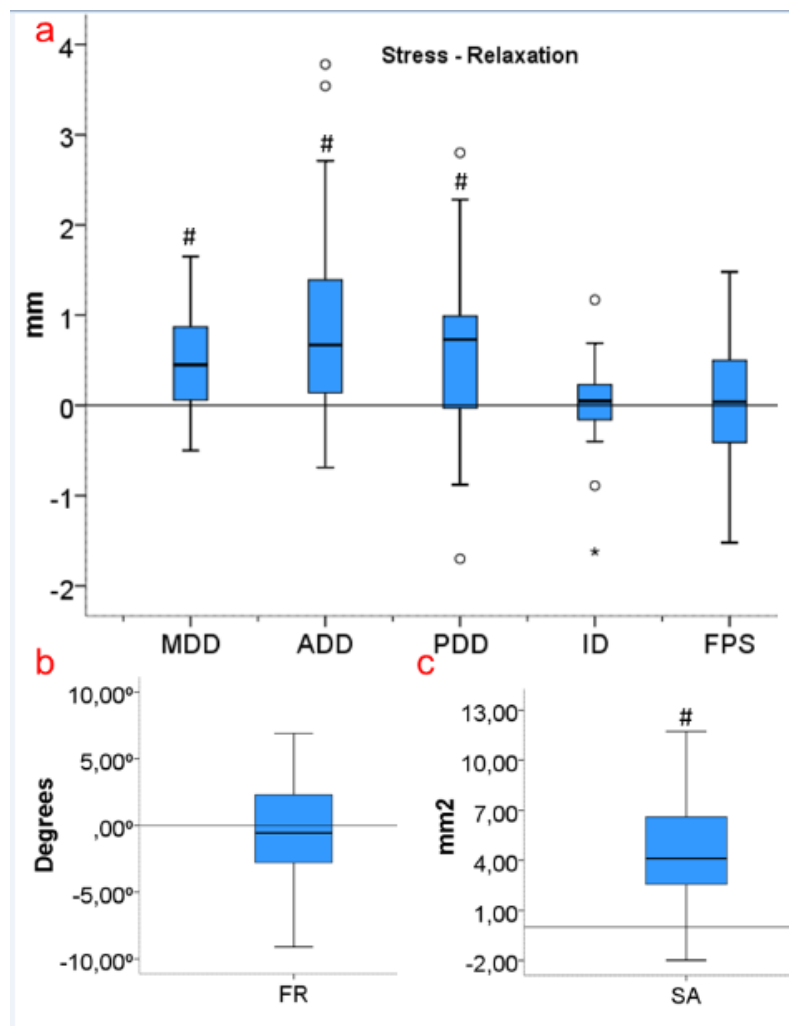


Figura 25. Diferencias entre la posición de estrés y de relajación de la sindesmosis expresadas mediante mediana y rango intercuartílico. **a.** Mediciones en mm: diferencia directa media (MDD), diferencia directa anterior (ADD), diferencia directa posterior (PDD), profundidad de incisura (ID), posición del peroné en el plano sagital (FPS). **b.** Mediciones en grados: rotación peronea

(FR). c. Mediciones en mm²: área sindesmótica (SA). #: diferencias estadísticamente significativas.

3.5 Diferencias estrés-relajación entre tobillo derecho e izquierdo

Comparamos, en todas las variables, la diferencia entre la posición de estrés y la de relajación en el tobillo derecho respecto al tobillo izquierdo (Figura 26). Esta comparación siguió una distribución normal en todas las variables (test de Shapiro-Wilk). Se calcularon los IC95%: SA (-0.14, DS = 4.33 [IC95% = -2.53, 2.26]), FR (0.3, 4.27 [-2.07, 2.67]), FPS (-0.08, 1.11 [-0.7, 0.53]), ID (-0.1, 0.72 [-0.5, 0.3]), ADD (-0.42, 1.08 [-1.02, 0.18]), MDD (0.29, 0.54 [-0.01, 0.59]), PDD (-0.1, 1.42 [-0.89, 0.68]). No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en ninguna variable (t de Student para una muestra).

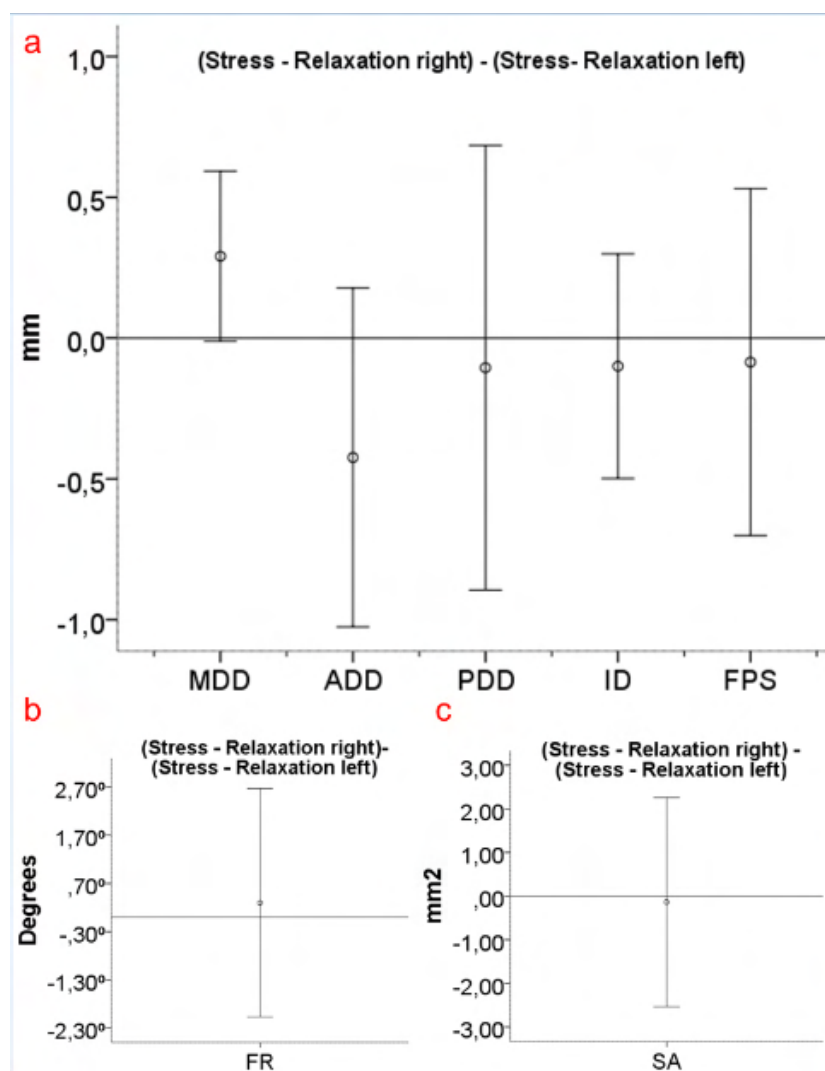


Figura 26. Diferencias entre la posición de estrés y la posición de relajación de sindesmosis en el tobillo derecho respecto al tobillo izquierdo, expresadas mediante media e IC95%. **a.** Mediciones en mm: diferencia directa media (MDD), diferencia directa anterior (ADD), diferencia directa posterior (PDD), profundidad de incisura (ID), posición del peroné en el plano sagital (FPS). **b.** Mediciones en grados: rotación peronea (FR). **c.** Mediciones en mm²: área sindesmótica (SA).

3.6 Variabilidad anatómica derecha - izquierda

Las diferencias entre el tobillo derecho y el izquierdo en una misma posición se comportaron como variables normales (test de Shapiro-Wilk). Se calculó la media y el IC95% (Figura 27). La amplitud de los intervalos de confianza muestra la variabilidad intraindividual existente, sin embargo no se encontraron diferencias estadísticamente significativas (t de Student para una muestra).

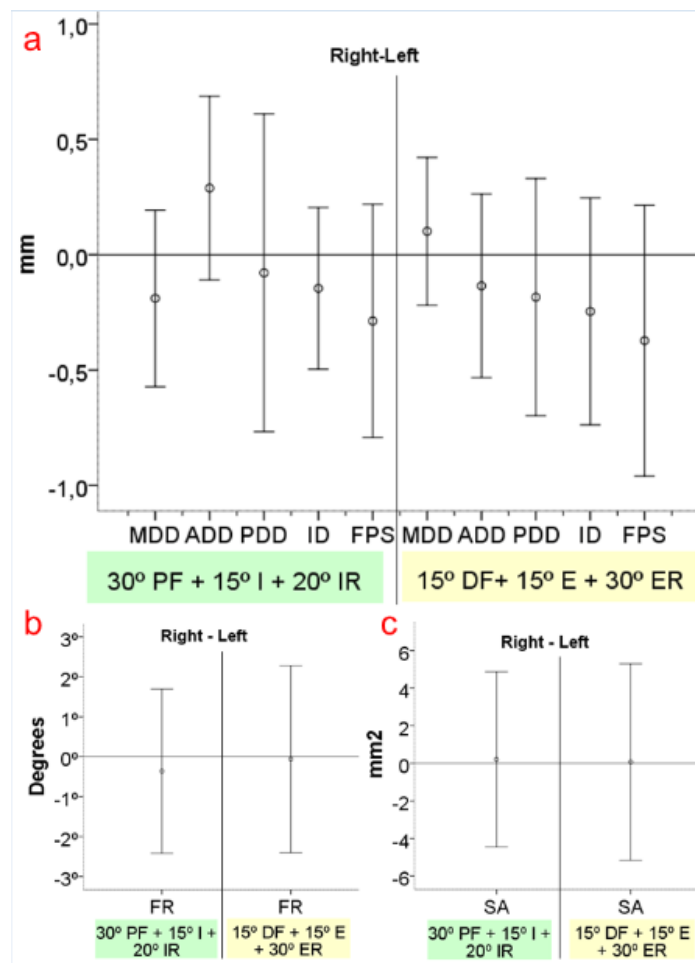


Figura 27. Diferencias entre ambos tobillos en la misma posición expresadas mediante media e IC95%. **a.** Mediciones en mm: diferencia directa media (MDD), diferencia directa anterior (ADD), diferencia directa posterior (PDD), profundidad de incisura (ID), posición del peroné en el plano sagital (FPS). Flexión plantar (PF), inversión (I), rotación interna (IR), flexión dorsal (DF), eversión (E), rotación externa (ER). **b.** Mediciones en grados: rotación peronea (FR). **c.** Mediciones en mm²: área sindesmótica (SA).

4 DISCUSIÓN

Hasta la fecha, este es el primer estudio “in vivo” que analiza la sindesmosis tibioperonea sana mediante imágenes axiales de TC convencional combinando fuerza axial y posiciones forzadas del pie que involucran flexo-extensión, inversión-eversión y rotación del pie. En los últimos años, se han publicado estudios que emplean imágenes en carga^{73,80,145}, pero solo unos pocos estudios combinan carga con posiciones forzadas del tobillo, y la mayoría se han realizado en cadáveres^{77,83,84,146}. Obtener imágenes de la sindesmosis en diferentes posiciones del pie permite evaluar la articulación tibioperonea distal cuando los ligamentos están relajados y cuando están en tensión. La comparación de las diferencias en las mediciones estrés-relajación respecto al lado contralateral reflejan la estabilidad de la articulación.

Solo un estudio previo en población sin lesión del tobillo empleó una combinación de carga corporal y rotación para simular condiciones de estrés de la sindesmosis tibioperonea¹⁴⁷. Sin embargo, en este estudio WBCT, la fuerza de torsión a nivel del tobillo dependió de la voluntad del paciente, de tal modo que el estrés a nivel de la sindesmosis pudo variar entre los examinados¹⁴⁷. El uso del dispositivo de carga simulada ajustable (DCSA) permitió estandarizar el test y reproducir, en cada sujeto, la posición de estrés confirmada mediante goniómetro y la fuerza axial (70% del peso corporal)¹³⁹. Esto eliminó la posibilidad de que las mediciones se vieran afectadas por diferencias en el estrés al que se sometió la articulación entre los distintos individuos e incluso entre el tobillo derecho e izquierdo de un mismo individuo.

Además, Lepojärvi et al no testaron la flexo-extensión o eversión-inversión del pie¹⁴⁷. Se ha visto que estos componentes son decisivos en el mecanismo de lesión de los ligamentos tibioperoneos⁴¹. Respecto a las mediciones, en nuestra investigación nosotros hemos incluido el área tibioperonea sindesmótica, una variable que se ha mostrado potencialmente útil en el diagnóstico de la inestabilidad sindesmótica^{31,76}. Nosotros creemos que la importancia de esta variable recae en el hecho de que, a diferencia de ADD, MDD, PDD, ID y FPS, el área sindesmótica es menos susceptible a errores de precisión en las mediciones. En nuestra opinión, el área sindesmótica opera con magnitudes más grandes, disminuyendo la posibilidad de que imprecisiones en la medición artefacten de manera notable el total de la variable medida. Esta puede ser la razón por la que las diferencias en el área sindesmótica mostraron la menor variabilidad intraindividual (Figura 26).

Los resultados de esta investigación indicaron que, en pacientes sin lesión del tobillo, bajo carga y condiciones de estrés de la sindesmosis tibioperonea, hubo amplia variabilidad interindividual en las mediciones realizadas en imágenes axiales de tomografía computarizada (Figura 24). En nuestra opinión, el tamaño corporal y las diferencias anatómicas de la tibia y el peroné distales entre sujetos podrían explicar la variabilidad interindividual observada. Cuando pasamos desde la posición de relajación a la posición de estrés de la sindesmosis, las variables que miden la distancia entre la tibia y el peroné (ADD, MDD, PDD y SA) aumentaron de manera estadísticamente significativa y también mostraron variabilidad interindividual (Figura 25). El peroné rotó externamente y se movió hacia posterior, pero sin diferencias estadísticamente significativas. Como era de esperar, la ID se mantuvo como la variable con menos variabilidad si hablamos del mismo tobillo, ya que mide la profundidad de la incisura, describiendo una característica anatómica de la tibia que no debería verse influenciada por la posición del peroné.

La variabilidad cinemática intraindividual fue sutil y estadísticamente insignificante cuando se compararon las diferencias entre ambas posiciones en un tobillo respecto al tobillo contralateral (Figura 26). Estos resultados, consistentes con estudios previos¹⁴⁷, refuerzan la necesidad de realizar TAC bilateral para comparar el tobillo lesionado con el sano.

Además, no encontramos diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones realizadas en la misma posición de ambos tobillos (Figura 27).

En un paciente sin lesión de la sindesmosis se asume una articulación tibioperonea estable y similar laxitud ligamentosa en ambos tobillos. Por lo tanto, la aplicación de estrés a la sindesmosis debería causar cambios equivalentes en ambos tobillos. Esto se ve apoyado por el hecho de que, en nuestro estudio, cuando se aplicó fuerza axial y estrés a un tobillo se produjo un cambio en las mediciones realizadas (Figura 25), sin embargo, este cambio fue muy similar en ambos tobillos (Figura 26). Este hecho nos lleva a hipotetizar qué en un paciente con alteración de los ligamentos tibioperoneos, que se presenta con inestabilidad de la sindesmosis, la fuerza axial y la aplicación de estrés al tobillo dañado podría llevar a diferencias en las mediciones entre el tobillo sano y el lesionado. Por lo tanto, esta metodología podría tener aplicabilidad clínica en el diagnóstico de la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea tras esguince alto o fractura de tobillo, aunque se necesitan más estudios para probarlo.

Aunque la bipedestación podría representar de una manera más precisa la carga fisiológica que una fuerza axial transmitida mediante una plataforma, el DCSA permite reproducir la posición del pie inter e intraindividual, eliminando las diferencias en las mediciones que pueden ser debidas a las variaciones en la posición del pie y por lo tanto en el estrés sobre los ligamentos tibioperoneos. Además, no todas las unidades de Pie y Tobillo del mundo pueden tener acceso al sistema moderno de WBCT. El método presentado en este estudio ha demostrado fiabilidad y creemos que es más accesible que el WBCT¹⁴⁸⁻¹⁵⁰. En este sentido, estudios recientes con carga simulada han demostrado la validez del uso de fuerza axial empleando al menos un 70% del peso corporal del paciente¹³⁹.

Somos conscientes de que el estudio tiene limitaciones. En primer lugar, se estudiaron 15 sujetos sanos que, aunque constituyeron un grupo variado en edad y sexo, se trata de un número pequeño de sujetos. Se empleó fuerza axial, aunque somos conscientes de que la posición de bipedestación podría representar de una manera más precisa la carga fisiológica. Las mediciones se realizaron manualmente empleando VUE PACS software, Versión 12.0.0.0700 (© Carestream Health).

Aunque ofrece una buena calidad de imagen, requiere a un investigador entrenado para delimitar los límites óseos en las imágenes axiales de TAC. Las mediciones manuales podrían llevar a errores de centésimas de mm, las cuales, en variables basadas en longitudes pequeñas, podrían artefactar ligeramente el resultado.

Como mencionamos anteriormente, se necesitan más estudios para probar la aplicabilidad clínica en el diagnóstico de la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea. La combinación de tecnología 3D y el uso del DCSA para la evaluación de la sindesmosis podría ser objeto de estudio de futuras investigaciones⁸⁵.

5 CONCLUSIONES

Se observó amplia variabilidad interindividual en todas las mediciones de la sindesmosis, pero no se encontraron diferencias estadísticamente significativas cuando se comparó un tobillo con el contralateral. Las mediciones de los parámetros de alineación de la sindesmosis pueden ser de utilidad únicamente si se comparan con el tobillo contralateral.

5.2 Manuscrito traducido II

Inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea: diagnóstico mediante TAC con carga axial y posiciones forzadas del pie

1 INTRODUCCIÓN

Los esguinces altos de tobillo o esguinces de la sindesmosis representan en torno al 6% de todos los esguinces de tobillo³¹. La lesión de los ligamentos tibioperoneos, de manera aislada o asociada a fractura, puede generar inestabilidad de la sindesmosis si no se trata de manera adecuada¹²⁴. La inestabilidad de la articulación tibioperonea distal puede provocar artrosis tibiotalar⁴⁶. En la actualidad, carecemos de un método diagnóstico objetivo, fiable y reproducible que permita detectar la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea¹⁵¹. Las radiografías en carga son poco fiables⁶⁰, la artroscopia es un método invasivo, la ecografía es operador dependiente y la resonancia magnética es una prueba estática⁶⁶. Se presenta un caso en el que, para detectar el movimiento anormal o excesivo del peroné en la mortaja tibioperonea lesionada, se empleó un TAC convencional y un dispositivo de carga simulada ajustable.

2 CASO CLÍNICO

Un varón de 18 años sufre una entorsis de tobillo izquierdo siendo diagnosticado en urgencias de esguince del complejo ligamentoso lateral del tobillo grado I. Se instauró protección con vendaje elástico, frío local, elevación, se permitió carga parcial según tolerancia al dolor y se dio de alta con seguimiento por su médico de cabecera. Al año, ante persistencia de dolor durante la marcha e imposibilidad para realizar actividad deportiva, se deriva a consultas de traumatología. Se explora en la consulta, destacando dolor a la palpación directa sobre la sindesmosis tibioperonea y al realizar dorsiflexión y rotación externa del tobillo lesionado. Presenta además cajón anterior positivo y dolor en la maniobra de inversión forzada del tobillo. Se solicita RMN que informa de hipertrofia de ligamento tibioperoneo anterior, adelgazamiento de ligamento tibioperoneo

posterior y rotura del ligamento peroneo astragalino anterior. Ante la sospecha de inestabilidad crónica de tobillo con afectación de la sindesmosis tibioperonea se solicita TC en carga y posiciones forzadas del pie.

3 RESULTADOS

Se empleó el dispositivo de carga simulada ajustable, registrado en la oficina de patentes y marcas registradas en España el 21 de Septiembre de 2011 (número de aplicación P201131522). Mediante este dispositivo se realizaron dos TACs bilaterales de tobillo para comparar el tobillo lesionado con el sano. Uno en posición de tensión de la sindesmosis, es decir, flexión dorsal, rotación externa y eversión y otro en posición de relajación: flexión plantar, rotación interna e inversión (Figura 28) ⁴¹. Se aplicó fuerza axial mediante un tornillo sin fin para simular la carga fisiológica del paciente y se midió el área en mm² en imágenes axiales del espacio tibioperoneo de ambos tobillos (Figura 28).



Figura 28. Dispositivo de carga simulada ajustable. **a.** Flexión plantar, rotación interna e inversión. **b.** Flexión dorsal, rotación externa y eversión. **c-f.** Mediciones en mm² del área del espacio tibioperoneo.

La fiabilidad y reproducibilidad de estas mediciones fue probada en un estudio con pacientes sanos¹⁵².

El resultado de dichas mediciones queda reflejado en la tabla 3.

	Tobillo sano	Tobillo lesionado
Posición relajación sindesmosis	83,32	89,70
Posición tensión sindesmosis	89,11	112,28

Tabla 3. Resultado en mm² de las mediciones del área del espacio tibioperoneo.

La diferencia en el área del espacio tibioperoneo entre la posición de relajación y la posición de tensión de la sindesmosis en el tobillo sano fue de 5,79 mm², mientras que en el tobillo lesionado fue de 22,58 mm².

Tras diagnosticar la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea se intervino quirúrgicamente comenzando con una artroscopia de tobillo, resecaando la sinovitis intraarticular en el espacio tibioperoneo y estabilizando la articulación tibioperonea distal mediante el sistema TightRope. Además, se realizó reparación del ligamento peroneo astragalino anterior y refuerzo con plastia retinacular.

4 DISCUSIÓN

La lesión crónica de los ligamentos de la sindesmosis puede condicionar un movimiento anormal o excesivo del peroné en la mortaja tibioperonea. Este movimiento anormal provoca, durante la transmisión de cargas, un cambio de presiones sobre la cúpula astragalina que puede originar artrosis de tobillo⁴⁶. El objetivo de una prueba diagnóstica de la inestabilidad sutil de la sindesmosis debe ser, por lo tanto, detectar el movimiento anormal o excesivo del peroné en la mortaja tibioperonea.

La RMN es una prueba estática, permite detectar alteraciones morfológicas de los ligamentos pero no informa de la funcionalidad de los mismos. En el caso que se presenta, la RMN describe hipertrofia de ligamento tibioperoneo anterior y adelgazamiento del ligamento tibioperoneo posterior pero carecemos de información respecto a la capacidad de dichos ligamentos para controlar el movimiento del peroné, es decir, para mantener la estabilidad de la articulación.

Es por ello que, para evaluar la estabilidad de la sindesmosis, se hace necesaria una prueba dinámica. El objetivo del método que se presenta ha sido comparar el movimiento del peroné en la mortaja lesionada con el movimiento del peroné en el tobillo contralateral sano, el cual sirve como control. Para ello, se midió el área del espacio tibioperoneo de ambos tobillos sometidos a carga, en posición de tensión de la sindesmosis y en posición de relajación. La hipótesis de trabajo fue que, si ambos tobillos presentaban estabilidad de la sindesmosis, el incremento en el área del espacio tibioperoneo al pasar de la posición de relajación a la posición de tensión sería similar en el tobillo lesionado respecto al tobillo sano. En el caso que se presenta, en el tobillo sano se incrementó el área en 5,79 mm², mientras que en el tobillo lesionado el incremento fue de 22,58 mm². Ante esta diferencia, se consideró que existía inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea y se optó por estabilización durante el acto quirúrgico.

Aunque las mediciones realizadas en este caso han sido validadas en un estudio con voluntarios sanos¹⁵², la utilidad de este método como prueba diagnóstica de la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea precisa de más estudios que incluyan un grupo más grande de sujetos con sospecha de inestabilidad de la sindesmosis.

5.3 Manuscrito traducido III

Diagnóstico de la inestabilidad sutil de la sindesmosis empleando TAC convencional y fuerza axial en diferentes posiciones del pie

1 INTRODUCCIÓN

Una lesión aislada del ligamento tibioperoneo anteroinferior puede causar cambios cinemáticos significantes que sean responsables de patrones sutiles de inestabilidad¹³¹. La inestabilidad de la articulación tibioperonea distal puede originar artrosis tibiotalar⁴⁶, y por lo tanto, se precisa un diagnóstico precoz¹⁵³. Carecemos de un método diagnóstico no invasivo que pueda detectar de manera objetiva y fiable la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea^{154,155}.

La RMN constituye uno de los métodos diagnósticos más empleados^{124,99}. Sin embargo, es un test estático, puede detectar alteraciones morfológicas de los ligamentos, pero no otorga información sobre su funcionalidad. Es capaz de diagnosticar anomalías estructurales ligamentosas, pero no inestabilidad¹⁵⁶.

Para detectar el movimiento anormal del peroné en la mortaja tibioperonea lesionada, se hace necesario un test dinámico. Los métodos invasivos, como la artroscopia o la visualización directa¹⁵⁷, se usan cuando los métodos no invasivos son inconcluyentes¹⁵⁶. La ecografía es un método prometedor pero requiere de una larga curva de aprendizaje^{103,107,102}. El TAC en carga (WBCT) ha demostrado mayor precisión que las radiografías en carga y permite realizar mediciones 2D, 3D y 4D^{88,87,76,152,158}. Sin embargo, las posiciones de estrés máximo son difíciles de medir en bipedestación debido a la respuesta propioceptiva y a la contracción tendinosa. Además, no todos los hospitales tienen un WBCT disponible.

El propósito de este estudio es analizar si existen diferencias entre pacientes con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea y pacientes sanos, empleando TAC

convencional mientras se aplica un dispositivo de carga simulada ajustable, cuya fiabilidad ya fue probada en un estudio con voluntarios sanos¹⁵².

2 MÉTODOS

2.1 Población

El estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Investigación del Hospital Universitario Virgen del Rocío y Virgen Macarena (CEIC 1119-N-20). Tras estimar el tamaño muestral necesario mediante el software Epidat Versión 3.1 (análisis epidemiológico de datos tabulados, ©Xunta de Galicia), se formó un grupo de 15 sujetos con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea y un grupo control de 15 voluntarios sanos. Ambos grupos presentaron una distribución de sexo y edad comparable (la media de edad de los sujetos sanos fue de 37.2 años, el grupo de sospecha de inestabilidad tuvo una media de edad de 40.6 años). El grupo de sujetos con sospecha clínica de inestabilidad se formó con pacientes que presentaban los tres criterios de inclusión: historia de uno o más esguinces de tobillo (diagnosticados como “esguinces bajos de tobillo” en el servicio de urgencias), dolor anterior de tobillo o inestabilidad persistente durante la marcha tras el tratamiento del esguince bajo de tobillo (menos de 2 semanas con inmovilización en descarga seguida de fisioterapia) y squeeze test y/o test de rotación externa positivos.

Los criterios de exclusión para el grupo de sujetos con sospecha de inestabilidad fueron: historia de cirugía o fractura en el pie o tobillo, historia de esguince contralateral, condición mental que dificultase la cooperación en el TAC, alergia a anestésicos locales o embarazo. En el grupo de voluntarios sanos, además de los criterios anteriormente mencionados, se excluyó a cualquier individuo con historia de esguince de tobillo. El tiempo transcurrido entre el esguince de tobillo y la realización del estudio varió entre 8 y 45 meses (media 20 meses). Tras ser informados acerca del proceso de investigación, todos los participantes firmaron el consentimiento informado para participar en el estudio.

2.2 Técnica de imagen

Se empleó un LightSpeed16 With Xtream CT Scanner System (General Electrics medical systems, USA) con la adquisición de parámetros como sigue: voltaje: 120 kV; corriente de tubo: 3-10 mA, dosis total de radiación 720-790 mGy/cm; grosor del corte: 0,63 mm; rango de exploración: 52-77 mm. Para reducir la dosis de radiación, el campo de visión se ajustó a la mortaja. Se situó en la mesa de TAC convencional un dispositivo diseñado y producido entre Enero de 2010 y Septiembre de 2011, el dispositivo de carga simulada ajustable (DCSA), registrado en la Oficina española de Marcas Registradas y Patentes el 21 de Septiembre de 2011 (número de aplicación P201131522) (Figura 29)¹³⁴. Este dispositivo se puede aplicar sobre cualquier mesa convencional de TAC y permite, mediante un tornillo sin fin, aplicar fuerza axial ajustada al peso corporal mediante un dinamométrico, la cual en este estudio se estableció en un 70% del peso corporal del paciente, ya que este es el límite que ha mostrado efectos equivalentes al WBCT¹³⁹.

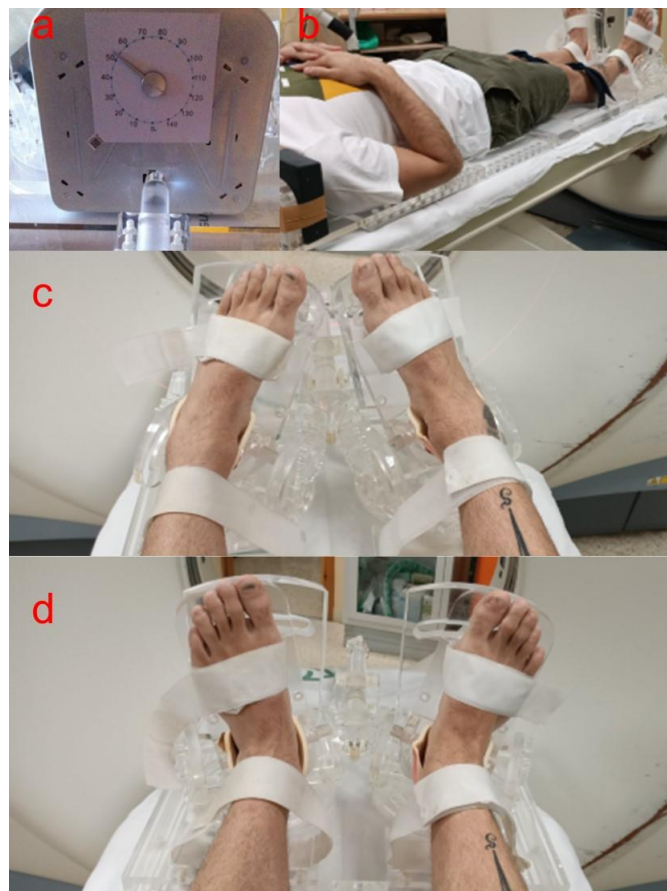


Figura 29. Dispositivo de carga simulada ajustable (DCSA). **a.** El dispositivo aplica fuerza axial a través de un tornillo sin fin de manera controlada mediante un dinamométrico. **b.** Se puede posicionar en una mesa convencional. **c.** Permite ajustar la posición de los pies: 30° de flexión plantar, 15° de inversión y 20° de rotación interna (posición de relajación de la sindesmosis). **d.** 15° de flexión dorsal, 15° de eversión y 30° de rotación externa (posición de estrés de la sindesmosis).

Los pies se fijan en plataformas móviles que permiten movimiento de flexo-extensión, inversión-eversión y rotación, controlados por un goniómetro. Debido al estrés potencial que este dispositivo puede ejercer sobre los tobillos, se les ofreció a los participantes la posibilidad de realizar un bloqueo anestésico del pie en caso de discomfort, el cual solo fue necesario en dos pacientes del grupo con sospecha de inestabilidad.

Así pues, cada paciente se sometió a dos TACs con fuerza axial en el mismo día, uno con ambos pies con 30° de flexión plantar, 15° de inversión y 20° de rotación interna (posición de relajación de la sindesmosis) y otro con ambos pies con 15° de flexión dorsal, 15° de eversión y 30° de rotación externa (posición de estrés de la sindesmosis) (Figura 29). Estas posiciones se escogieron en base a estudios biomecánicos previos con el objetivo de forzar la sindesmosis tibioperonea sin alcanzar el umbral de lesión⁴¹. Se adquirieron imágenes axiales de la articulación del tobillo.

2.3 Mediciones tibioperoneas distales

Se empleó el software VUE PACS, versión 12.0.0.0700 (© Carestream Health). Se llevaron a cabo las mediciones sobre imágenes axiales paralelas a la superficie articular distal de la tibia y a 1 cm del plafón tibial. Este nivel es el elegido en la mayoría de estudios de TAC^{78,140,31,142}.

Un cirujano ortopédico llevó a cabo las mediciones, cuya reproducibilidad interobservador ya había sido testada en otro estudio¹⁵². Así pues, en cada posición forzada de ambos tobillos, se realizaron las siguientes mediciones: área sindesmótica (SA), rotación peronea (FR), posición del peroné en el plano sagital (FPS), profundidad de incisura (ID) y diferencia directa anterior (ADD), media (MDD) y posterior (PDD) (Figura 30).

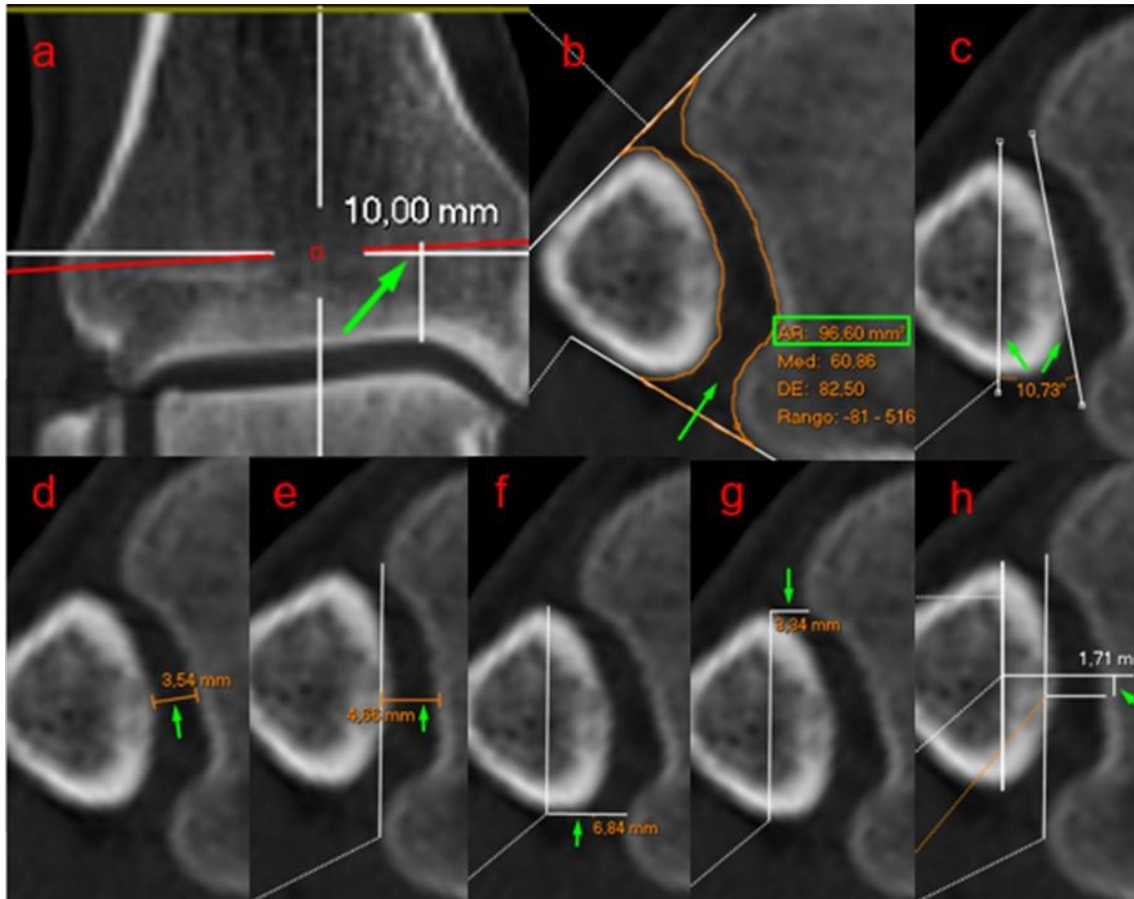


Figura 30. a. Las mediciones se hacen en cortes axiales paralelos a la superficie articular distal de la tibia y localizados 1 cm proximales a la misma. Las mediciones realizadas fueron: b. Área sindesmótica (SA) (espacio delimitado por dos líneas tangenciales a las corticales anterior y posterior de la tibia y el peroné). c. Ángulo de rotación peronea (FR). d. Diferencia directa media (MDD). e. Profundidad de la incisura (ID). f. Diferencia directa posterior (PDD). g. Diferencia directa anterior (ADD). h. Posición del peroné en el plano sagital (FPS).

2.4 Análisis estadístico

Tras realizar las mediciones, se calcularon las diferencias entre las posiciones de estrés y relajación de la sindesmosis en el mismo tobillo para cada variable y se compararon con el tobillo contralateral en pacientes sanos. En pacientes con sospecha clínica de inestabilidad, dicha comparación se realizó entre el tobillo lesionado y el tobillo sano (Figura 31). Posteriormente, se analizó si existían diferencias estadísticamente significativas entre lesionados y voluntarios sanos.



Figura 31. Paciente con sospecha clínica de inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea en el tobillo izquierdo. **a.** Posición de estrés de los ligamentos tibioperoneos. **b.** Posición de relajación de los ligamentos tibioperoneos. **c-f.** Medición del área sindesmótica. Diferencias entre la posición de estrés y la de relajación: tobillo lesionado = $112.28 \text{ mm}^2 - 89.70 \text{ mm}^2 = 22.58 \text{ mm}^2$; tobillo sano = $89.11 \text{ mm}^2 - 83.32 \text{ mm}^2 = 5.79 \text{ mm}^2$. Diferencia entre tobillo lesionado – tobillo sano = $22.58 \text{ mm}^2 - 5.79 \text{ mm}^2 = 16.79 \text{ mm}^2$.

Para el análisis de normalidad se empleó el *test Shapiro-Wilk* ($n < 30$ en cada grupo). Se empleó el *test t de Student para dos muestras independientes* para la inferencia estadística. Se consideró significativo un p valor < 0.05 . Se obtuvieron sus intervalos de confianza 95% (IC). Se usó el tamaño de efecto *delta de Glass*, ya que previamente se comprobó a través de la *Prueba de Levene* que no había igualdad de varianzas. El análisis de los datos se realizó con el software SPSS Statistics para Windows, versión 28.0 (Released 2021; IBM, Armonk, NY).

3 RESULTADOS

Todas las variables, en ambos grupos, mostraron normalidad en el *test de Shapiro-Wilk*. No hubo diferencias estadísticamente significativas en las variables MDD, ADD, PDD, ID, FPS y FR cuando se compararon voluntarios sanos y pacientes con sospecha clínica de inestabilidad (*t de Student para muestras independientes*) (Tabla 3).

	Voluntarios sanos	Pacientes con sospecha clínica de inestabilidad	
	Media (DS)		P valor
MDD	0,29 (0,55)	0,29 (0,52)	0,997
ADD	-0,42 (1,08)	0,27 (1,12)	0,093
PDD	-0,11 (1,43)	0,03 (0,78)	0,737
ID	-0,10 (0,72)	0,12 (0,56)	0,356
FPS	-0,08 (1,11)	0,37 (0,77)	0,207
FR	0,3 (4,27)	-0,28 (3,28)	0,681
SA	-0,14 (4,33)	16,82 (12,30)	<0,001*

Tabla 3. Diferencias entre la posición de estrés y la posición de relajación de la sindesmosis en un tobillo respecto al contralateral (derecho-izquierdo en pacientes sanos, lesionado-sano en pacientes con sospecha clínica de inestabilidad de la sindesmosis) expresadas mediante media, desviación estándar y P valor de la diferencia entre voluntarios sanos y pacientes con sospecha clínica de inestabilidad (*t de Student para muestras independientes*). Diferencia directa media (MDD), diferencia directa anterior (ADD), diferencia directa posterior (PDD), profundidad de incisura (ID), posición del peroné en el plano sagital (FPS), rotación peronea (FR) y área sindesmótica (AS). *: diferencias estadísticamente significativas.

Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre voluntarios sanos y pacientes con sospecha clínica de inestabilidad en el área sindesmótica con $p < 0.001$ (*t de Student para muestras independientes*), siendo las medias -0.14 para los voluntarios sanos y 16.82 para los pacientes con sospecha de inestabilidad (Tabla 2) (Figura 32). Estas diferencias presentaron un tamaño de efecto grande (*delta de Glass*), con 12.3 desviaciones estándar de diferencia entre las medias de ambos grupos.

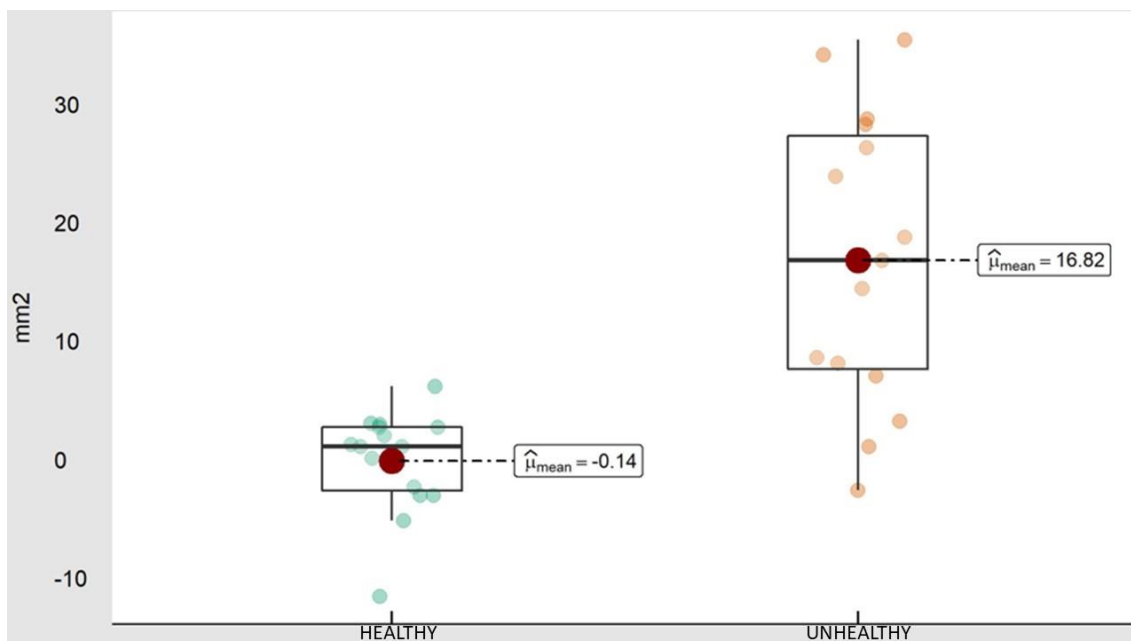


Figura 32. Diferencias en el área sindesmótica entre la posición de estrés y la posición de relajación de la sindesmosis en un tobillo con respecto al contralateral (derecho-izquierdo en voluntarios sanos, lesionado-sano en pacientes con sospecha clínica de inestabilidad), resumido mediante media, mediana y rango intercuartílico.

4 DISCUSIÓN

Este es el primer estudio en analizar pacientes con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea mediante TAC con fuerza axial y posiciones forzadas de ambos pies comparándolos con un grupo control.

Hasta la fecha, no se ha publicado ningún estudio de WBCT en pacientes lesionados que empleen posiciones forzadas de ambos pies para testar los ligamentos tibioperoneos bajo condiciones de estrés y relajación^{81,143,85,82}. Para diagnosticar la inestabilidad de la sindesmosis, es necesario demostrar un movimiento anormal o excesivo del peroné en la mortaja tibioperonea lesionada. Medir las diferencias entre la posición de estrés y la posición de relajación de la sindesmosis es una manera de objetivar el movimiento del peroné, eliminando la influencia de la anatomía y atribuyendo cualquier cambio en el valor de la variable a la funcionalidad de los ligamentos. La

variabilidad interindividual en la morfología de la mortaja tibioperonea y en la elasticidad de los ligamentos hace necesario el uso del tobillo contralateral como control¹⁵².

En un sujeto sano, no hay diferencias estadísticamente significativas entre los dos tobillos cuando pasamos de la posición de estrés de la sindesmosis a la posición de relajación (Tabla 3)¹⁵². Sin embargo, en un sujeto con sospecha de inestabilidad de la sindesmosis (Figura 32), la diferencia en el área sindesmótica cuando pasamos desde la posición de estrés a la posición de relajación en el tobillo lesionado es mayor que en el tobillo contralateral sin lesión (media 16.82 mm² y DS 12.30) (Figura 31). El hecho de que existan diferencias estadísticamente significativas entre voluntarios sanos y sujetos con sospecha clínica de inestabilidad postula a la medición del área sindesmótica bajo fuerza axial y posiciones forzadas de pie como un método útil para el diagnóstico de la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea (Tabla 3)(Figura 31)^{88,31}.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las variables ADD, MDD, PDD, ID, FPS y FR (Tabla 3). Era esperable que la variable ID no mostrase diferencias estadísticamente significativas ya que la profundidad de la incisura no debería variar entre mediciones del mismo corte debido a que es una característica morfológica de la tibia que no depende del movimiento del peroné.

Hasta la fecha, la artroscopia es el gold standard para el diagnóstico y tratamiento de la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea, sin embargo, solo se puede diagnosticar artroscópicamente tras el daño a los 3 ligamentos de la sindesmosis o tras el daño parcial de la sindesmosis con lesión concomitante del ligamento deltoideo¹¹². Una lesión aislada del ligamento tibioperoneo anteroinferior puede causar cambios cinemáticos significantes que pueden ser responsables de patrones sutiles de inestabilidad¹³¹. En esta situación, proliferan estudios que tratan de diagnosticar la inestabilidad sutil de la sindesmosis sin realizar una intervención quirúrgica. La RMN puede detectar alteración de señal o hipertrofia de un ligamento, pero para conocer su funcionalidad debemos realizar un test dinámico¹⁵⁶. La ecografía permite realizar mediciones dinámicas^{103,107}, sin embargo, es operador dependiente, requiere de una larga curva de aprendizaje y sus resultados se pueden ver afectados por diferencias en la posición o en la

fuerza aplicada a los tobillos estudiados¹⁰³. El DCSA es económicamente más accesible que el WBCT y permitió, además de realizar las mediciones en el estado de tensión y relajación de los ligamentos tibioperoneos, reproducir dichas posiciones de manera fiable en todos los sujetos, eliminando la posibilidad de que el estrés al que era sometido cada tobillo variara entre individuos o entre tobillos del mismo individuo.

La fiabilidad interobservador se testó en otro estudio¹⁵². El coeficiente de correlación intraclase fue 0.990 [IC95% = 0.972, 0.997] ($p < 0.001$). Mostró una fiabilidad excelente¹⁵². Aunque la interpretación de los resultados no es difícil, es necesario reproducir de manera adecuada el corte axial en cada paciente (paralelo a la superficie articular distal de la tibia a 1 cm proximal a la misma) y ser precisos dibujando líneas y delimitando espacio en imágenes axiales de TAC.

Somos conscientes de las limitaciones del estudio. Aunque la fuerza axial empleando al menos un 70% del peso corporal ha mostrado efectos equivalentes al WBCT¹³⁹, creemos que la bipedestación puede representar de manera más precisa la carga fisiológica. Ambos grupos tuvieron similares características en cuanto a edad y sexo, pero, aunque se estimó el tamaño muestral requerido, 30 individuos podrían constituir una muestra pequeña para establecer una asociación. Además, no se realizaron de manera sistemática RMN o ecografía en el grupo de pacientes con sospecha clínica de inestabilidad para excluir otras anomalías postraumáticas subyacentes tales como defectos de cartílago o daño del ligamento deltoideo, las cuales podrían afectar a los resultados. Las mediciones se llevaron a cabo manualmente empleando el software PACS, versión 12.0.0.0700 (© Carestream Health), el cual otorga buena calidad de imagen, sin embargo, errores en las mediciones de centésimas de milímetros pueden artefactar el resultado en variables que operan con longitudes pequeñas. Además, las mediciones de longitudes dependen de la determinación del punto más anterior o posterior del peroné por parte del investigador, que, en el caso de individuos con una sección axial del peroné circunferencial, puede ser difícil de determinar. Esto podría explicar por qué no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las variables ADD, MDD, PDD, FPS y FR.

Se necesitan más estudios para avanzar en el diagnóstico de la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea. La combinación de mediciones volumétricas 3D o la RMN con el uso del DCSA puede ser una metodología interesante para futuras investigaciones.

5 CONCLUSIONES

Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre voluntarios sanos y pacientes con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea en la medición del área sindesmótica bajo fuerza axial y posiciones forzadas del pie. El uso del DCSA puede ser útil en el diagnóstico de la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea.

6

DISCUSIÓN

El hecho más destacable de esta investigación fue la incorporación del dispositivo de carga simulada ajustable (DCSA) a la metodología diagnóstica de la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea mediante imágenes axiales de tomografía computarizada. Esta aplicación permitió realizar las mediciones en las posiciones de tensión (15° de flexión dorsal, 15° de eversión y 30° de rotación externa) y relajación (30° de flexión plantar, 15° de inversión y 20° de rotación interna) de los ligamentos tibioperoneos, de manera simultánea a la aplicación de fuerza axial controlada, incrementando la potencia diagnóstica de la metodología existente. Empleando esta metodología se observaron diferencias entre pacientes sanos y pacientes con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea en las mediciones del área sindesmótica. De este modo se postula la medición de dicha variable realizada sobre imágenes axiales de tomografía computarizada en conjunción con el dispositivo de carga simulada ajustable como un método diagnóstico objetivo, fiable, reproducible y no invasivo de la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea sin fractura acompañante.

6.1 Marco teórico del problema

La presencia de un paciente con dolor residual o sensación de fallo tras un esguince de tobillo supone en la práctica clínica habitual un reto diagnóstico y con ello, terapéutico¹⁵³. El cirujano debe realizar un diagnóstico preciso de la etiología que provoca la clínica del paciente para valorar si es candidato a una intervención quirúrgica que mejore la sintomatología. Entre el abanico de posibilidades ante este tipo de paciente se encuentra el diagnóstico de inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea distal. La realización de una búsqueda bibliográfica acerca de esta patología evidencia múltiples metodologías diagnósticas y una conclusión: no existe un método diagnóstico objetivo, accesible, fiable, reproducible y no invasivo de la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea sin fractura acompañante^{131,154,155}.

En este contexto, emprender una investigación para tratar de desarrollar una metodología diagnóstica de esta patología requiere definir los conceptos básicos en torno a los que gira. Por lo tanto, resulta fundamental definir el concepto de inestabilidad. Llama la atención la infinidad de

artículos que mencionan la relevancia de su diagnóstico y los escasos que se aventuran a definir qué es lo que determina su presencia o ausencia¹¹⁷. Tomando como base los estudios biomecánicos que describen la discrepancia de longitud entre el margen anterior y posterior de la cúpula astragalina (Figura 2) y la capacidad de la mortaja tibioperonea para adaptarse al cambio de diámetro de la misma durante la flexo-extensión del tobillo (Figura 7), se puede definir el concepto de estabilidad como el movimiento fisiológico del peroné en la articulación tibioperonea distal y la inestabilidad como el movimiento excesivo o alterado¹³¹. Dada la variabilidad interindividual en la anatomía ósea y ligamentosa así como en la laxitud de las partes blandas que estabilizan el tobillo, el movimiento fisiológico del peroné puede variar entre individuos. La comparación de dicho movimiento con el que se produce en el miembro contralateral sano puede servir para establecer el umbral que determine lo patológico⁷². En la inestabilidad sindesmótica, la pérdida de la contención lateral que ejerce el peroné sobre el astrágalo puede llevar a una transmisión asimétrica de cargas y a la degeneración tibiotalar. En esa sucesión de hechos se puede encontrar el motivo que origina la consulta del paciente por dolor o sensación de fallo del tobillo.

6.2 Metodologías diagnósticas

Partiendo de esta base se pueden analizar los métodos diagnósticos existentes en la actualidad y tratar de razonar los motivos por los que carecen de las características necesarias para realizar un diagnóstico preciso de la inestabilidad.

En primer lugar, la anamnesis puede ser orientativa pero no diagnóstica. Es decir, se conoce por estudios biomecánicos el mecanismo que origina la lesión de los ligamentos tibioperoneos (flexión dorsal del tobillo y fuerza de rotación externa del pie) pero, lesión no es sinónimo de inestabilidad³⁷. Un paciente podría presentar una lesión de los ligamentos tibioperoneos que no suponga la afectación de suficientes elementos estabilizadores como para originar un movimiento excesivo del peroné en la mortaja tibioperonea³⁰. Además, el hecho de que un paciente pueda

describir de manera precisa el mecanismo lesional resulta improbable en el momento agudo y aun menos factible si la evaluación se realiza transcurridas unas semanas desde el episodio traumático.

Los test de exploración física han mostrado una pobre sensibilidad y especificidad⁵³. Emplear maniobras que pongan en tensión los ligamentos lesionados y evaluar si desencadenan dolor en el tobillo podría servir para orientar el diagnóstico de presencia o ausencia de lesión, pero no para confirmar una inestabilidad ya que no permite objetivar el movimiento que está realizando el peroné en la mortaja tibioperonea. Los estudios que han evaluado su precisión diagnóstica varían en el tiempo de evolución desde la lesión hasta la exploración⁵³. Clasificar un test como positivo o negativo en base al dolor que provocan en el tobillo las maniobras exploratorias es susceptible de verse influenciado por el tiempo de evolución desde la lesión y por la susceptibilidad o ansiedad del paciente. En el momento agudo, la dificultad de discernir entre el dolor provocado por la maniobra o por el estado inflamatorio basal y el componente de ansiedad del paciente podrá originar falsos positivos y falsos negativos. En el periodo subagudo o crónico, las maniobras exploratorias realizadas en un paciente colaborador sin componente ansioso podrían incrementar la validez de dichas pruebas para orientar el diagnóstico de lesión ligamentosa. Sin embargo, el dolor no deja de ser un componente subjetivo. Por otro lado, existe consenso en la escasa sensibilidad y especificidad de las maniobras que tratan de diagnosticar la inestabilidad tibioperonea distal comparando el movimiento del peroné o del astrágalo en la mortaja tibioperonea con el que se produce en la contralateral sana⁵³. Percibir clínicamente el movimiento excesivo o patológico solo es factible en inestabilidades francas^{7,48,54}.

En cuanto a las pruebas complementarias, teniendo en cuenta el concepto de inestabilidad, se podrían clasificar en estáticas y dinámicas. Aquellas pruebas complementarias estáticas podrían mostrar o sugerir la presencia de una lesión ligamentosa pero no podrán objetivar inestabilidad dado que no podrán evaluar el movimiento.

La RMN es la prueba de elección en muchas ocasiones para evaluar la patología ligamentosa. Una alteración morfológica objetivada mediante RMN puede informar de una lesión en los ligamentos tibioperoneos pero ni confirma ni descarta la presencia de inestabilidad porque, al ser

una prueba estática, no permite ver si existe un movimiento patológico o excesivo del peroné en la mortaja tibioperonea³⁰. Mediante las imágenes de la RMN podemos apreciar diferentes alteraciones en los ligamentos. El curso anormal, contorno irregular, disrupción parcial o engrosamiento de un ligamento, siempre y cuando mantenga sus inserciones a nivel tibioperoneo y continuidad en su estructura, podría ser interpretado como lesión, independientemente del tiempo de evolución, pero no informa respecto a su funcionalidad ya que, aun engrosado o con irregularidades, el ligamento podría seguir manteniendo su función estabilizadora si ejerce de tope al movimiento excesivo del peroné en la mortaja tibioperonea distal³⁰. En cuanto a la disrupción, únicamente a través de la disrupción total o ausencia del ligamento podríamos inferir que dicha estructura ha perdido su función. Visualizar de manera precisa los ligamentos tibioperoneos dada su extensión y la oblicuidad de su dirección requiere disponer de una RMN que aporte detalle anatómico y capacidad para visualizar cortes oblicuos para constatar la discontinuidad⁹⁸. Por otro lado, no existe consenso en los estudios biomecánicos respecto a la relación existente entre el número de estructuras ligamentosas tibioperoneas incompetentes y la inestabilidad¹³¹. Es decir, no hay acuerdo en cuál es la mínima incompetencia ligamentosa que desencadena inestabilidad¹³¹. Algunos autores sostienen que la lesión aislada del LTPAi es suficiente para producir cambios cinemáticos en la articulación tibioperonea distal^{46,83,159-161}. Otros, sin embargo, afirman que se necesita de una incompetencia de varios ligamentos para desencadenar inestabilidad sindesmótica: LTPAi + ligamento deltoideo^{77,162}, LTPAi + LIO + ligamento deltoideo¹⁶³ o LTPAi + LIO + LTPPi + ligamento deltoideo¹³⁵. Existen estudios incluso que sostienen que la afectación aislada del ligamento deltoideo puede desencadenar inestabilidad tibioperonea distal¹⁶⁴. Además, los estudios biomecánicos se han realizado en cadáver, seccionando las estructuras ligamentosas y asegurándose por lo tanto de que han perdido su función estabilizadora. Extrapolar una relación entre estructuras ligamentosas afectadas en RMN y estabilidad en base a estos estudios tiene connotaciones. Las propiedades de los tejidos del cadáver pueden diferir de las que presentan los ligamentos in vivo⁵⁶. La inestabilidad mostrada en el estudio biomecánico con la sección de determinados ligamentos podría no corresponderse en el paciente vivo a la situación equivalente de ligamentos incompetentes no solo por las diferentes propiedades estructurales de los tejidos,

sino porque pueden influir otros factores tales como la propiocepción y la participación de estabilizadores secundarios como la contracción muscular. Además, como se ha mencionado con anterioridad, en imágenes de RMN solo a partir de la disrupción completa o ausencia del ligamento se puede inferir que dicha estructura ha perdido su función estabilizadora³⁰. De este modo, el abanico de posibilidades patológicas que puede mostrar la RMN es muy amplio y considerar inestable a un paciente con engrosamiento y contorno irregular del LTPAi y rotura del ligamento deltoideo es realizar una inferencia teórica no probada. Aun visualizándose la disrupción total de dichas estructuras se estaría realizando una inferencia, no una objetivación de la inestabilidad.

Esta situación es la que ha llevado a que proliferen los estudios que tratan de objetivar el movimiento del peroné en la articulación tibioperonea distal para diagnosticar la inestabilidad. Esta corriente se inició con la realización de radiografías en carga y la evaluación del STP y el ECTP¹⁶⁵. Aunque técnicamente, la realización de una radiografía en carga sigue siendo una prueba estática, tratar de aplicar tensión a los ligamentos mediante la bipedestación y buscar una posición anómala del peroné en la mortaja tibioperonea mediante mediciones sobre la radiografía es una forma de tratar de diagnosticar un movimiento anómalo del peroné en la articulación tibioperonea distal. Es decir, ya no se trata de diagnosticar la lesión del ligamento sino la consecuencia de la misma, la incompetencia de los ligamentos para realizar su función, el movimiento anormal del peroné, la inestabilidad. Actualmente, una de las maniobras que se sigue empleando para valorar la estabilidad de la articulación tibioperonea distal en el quirófano consiste en aplicar tensión a los ligamentos tibioperoneos mediante una fuerza de tracción hacia lateral aplicada directamente sobre el peroné, tratando de separar la tibia y el peroné^{159,162}. La valoración del ECTP y STP en estas condiciones es una manera de tratar de diagnosticar la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea¹⁶². La variabilidad anatómica interindividual y la influencia de la posición del pie en el momento de la realización de la radiografía en las mediciones del STP y ECTP hace que esta metodología no constituya un método diagnóstico fiable^{62,67,68}.

En esta línea, el uso del TAC elimina la influencia de la proyección, tensa los ligamentos a través de la carga en el WBCT y permite realizar mediciones en diferentes planos y comparaciones con el miembro contralateral⁸⁰. Como inconvenientes, la bipedestación no ejerce tanta tensión sobre los ligamentos como una fuerza deformante sobre el peroné y sigue siendo una prueba estática que trata de demostrar un movimiento patológico a partir de una posición anómala en un momento determinado. Aunque se pueda eliminar la influencia de la proyección, se está tratando de diagnosticar un movimiento anormal a partir de la posición del peroné en relación con la tibia en el instante de la realización de la prueba. Sabiendo que el peroné varía su posición en la mortaja dependiendo de la flexo-extensión del tobillo y de las fuerzas deformante que actúan sobre el, detectar la posición anómala requerirá sistematizar la prueba para reproducir la misma posición y fuerza deformante en los tobillos que se comparan para no originar falsos positivos o falsos negativos. Aquellos estudios de tratan de diagnosticar la inestabilidad con esta metodología sin reproducir la posición de ambos pies en el mismo paciente y entre pacientes carecen de fiabilidad. Además, los dispositivos de WBCT para la realización de TAC en carga distan de ser económicos y no están disponibles en la mayoría de los centros hospitalarios.

La ecografía constituye la prueba complementaria dinámica por excelencia¹⁰¹⁻¹⁰³. Sin embargo, el poder diagnóstico de la lesión del LTPAi es superior a su capacidad para diagnosticar la inestabilidad¹⁰⁷. Esto se podría deber al hecho de que únicamente se realiza la medición del ECTP mediante la imagen axial en la región anterior del tobillo, cuando los estudios biomecánicos han demostrado que el movimiento que se produce del peroné en la inestabilidad es multidireccional¹¹². Cuando se ha realizado el análisis de la traslación sagital del peroné con ecografía en estudios en cadáver, solo se han podido diagnosticar diferencias en el movimiento del mismo tras la sección completa de los 3 ligamentos de la sindesmosis, hecho que sugiere escasa sensibilidad¹¹². La anatomía ósea de la sindesmosis impide realizar mediciones angulares o de superficies de manera precisa con la ecografía, hecho que limita la capacidad de objetivar la relación posicional que mantienen tibia y peroné. La ecografía permite manipular el pie mientras se realiza la prueba y por lo tanto llevarla a cabo bajo condiciones de estrés de la sindesmosis si

se aplica flexión dorsal y rotación externa del pie. Al igual que sucede en el TAC, diagnosticar un movimiento a partir de una posición en un instante determinado requiere de reproducir las fuerzas deformantes sobre el peroné entre ambos pies de un mismo paciente. De otra forma, la diferencia entre mediciones observada entre ambos tobillos podría deberse a las diferencias en la posición o en la fuerza deformante. La escasa bibliografía existente respecto a esta metodología, a pesar de que el primer estudio se realizó hace más de 10 años, pone de manifiesto la necesidad de una larga curva de aprendizaje para poder emplear la ecografía como método diagnóstico de la inestabilidad.

Finalmente, la artroscopia constituye hoy en día el gold estándar del diagnóstico de la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea distal¹⁰⁸. Es una prueba dinámica que permite visualizar la lesión de los ligamentos y aplicar, además, fuerza directamente sobre el peroné para evaluar el movimiento que se produce en respuesta a la misma. El hándicap principal es que es invasiva, requiere meter al paciente en el quirófano y abordar quirúrgicamente la articulación. Además, existen una serie de connotaciones a tener en cuenta. En la artroscopia no existe la posibilidad de comparar con el miembro contralateral, es decir, se testa la estabilidad introduciendo instrumentos de diferente diámetro en la incisura tibioperonea o visualizando la traslación sagital o coronal en respuesta a una fuerza deformante pero sin un patrón de referencia de ese mismo individuo³⁰. El hecho de clasificar por lo tanto a un paciente en estable o inestable es dependiente de la experiencia del cirujano ya que el umbral de lo patológico vendrá determinado por la percepción de la resistencia que ofrece la incisura al paso del instrumental o el movimiento que ha desencadenado en el peroné la fuerza aplicada en comparación con otros casos estables e inestables que haya evaluado. Esto es así porque no se ha definido en la literatura un umbral, un parámetro definitivo de medición artroscópica que clasifique al paciente en estable o inestable de manera inequívoca³⁰. Otra consideración a tener en cuenta es el efecto estabilizador que puede ejercer la tracción que se emplea determinadas ocasiones en la realización de la artroscopia de tobillo. Esta tracción podría otorgar una estabilidad secundaria al peroné al tensar

las estructuras capsulares o tejidos blandos circundantes y disminuir la sensibilidad de la artroscopia en el diagnóstico de la inestabilidad¹¹².

6.3 Metodología del proyecto de investigación

Ateniéndonos a los inconvenientes de las metodologías diagnósticas disponibles y como consecuencia de ello a la dificultad de reclutar a un grupo de pacientes con diagnóstico inequívoco de inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea que no hubiesen pasado por el quirófano, se diseñó un estudio observacional descriptivo, quedando aplazada la posibilidad de realizar un estudio de casos y controles. Se diseñó la investigación como el análisis descriptivo de series de casos de sujetos sin patología en pie y tobillo y pacientes con elevada sospecha clínica de inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea. Los criterios de inclusión para formar al grupo de sujetos con sospecha de inestabilidad fueron clínicos (anamnesis y exploración física). La rigidez a la hora de seleccionar la población elegible a partir de la población accesible mediante el cumplimiento estricto de los criterios de inclusión y exclusión se estableció como premisa fundamental para paliar la escasa sensibilidad y especificidad que muestra la exploración física en el diagnóstico de la inestabilidad. Así pues, aquellos pacientes cuya maniobra exploratoria desencadenaba una respuesta que suscitaba duda a la hora de clasificarla como positiva o negativa, fueron descartados. El hecho de explorar a los pacientes en el momento no agudo y ser meticuloso en las maniobras realizadas podría incrementar la capacidad diagnóstica de estos test, aunque no está probado en la literatura. Además, se realizó hincapié en el mecanismo lesional y en la descripción detallada de la clínica del paciente durante la entrevista, considerándose únicamente a aquellos pacientes cuya descripción de inestabilidad o dolor anterior del tobillo originaban sospecha de afectación de la sindesmosis tibioperonea. El resultado del reclutamiento es por lo tanto un grupo con una elevada sospecha de inestabilidad de la sindesmosis basada fundamentalmente en la clínica y en la exploración física, pero no se trata de un grupo de sujetos con inestabilidad sindesmótica confirmada. Se podría plantear el haber incorporado la presencia de alteración morfológica en los ligamentos tibioperoneos en la RMN como criterio de inclusión. Aunque

algunos pacientes, no todos, si se habían realizado RMN visualizándose lesión de los ligamentos tibioperoneos, el amplio abanico de combinaciones de alteraciones morfológicas posible dificulta el reclutamiento de un grupo con alteraciones similares en las imágenes. Además, tampoco se ha probado la relación entre las alteraciones morfológicas en la RMN y la inestabilidad.

El objetivo de excluir a los pacientes con historia de esguince de tobillo en el miembro contralateral es asegurar una referencia de comparación sin lesión de la sindesmosis para cada tobillo con sospecha de inestabilidad. Respecto al criterio de excluir a los pacientes con fractura de tobillo, se deben tener en cuenta una serie de consideraciones. La propia fractura o el callo óseo podría artefactar las mediciones realizadas sobre imágenes axiales de TAC ya que se emplean los contornos óseos para delimitar las longitudes y las superficies. Además, en caso de pacientes intervenidos, los implantes para la osteosíntesis podrían alterar la imagen y dificultar la realización de las mediciones. Es por este motivo que el proyecto de investigación se ha iniciado en pacientes sin fractura, aunque sería interesante realizar en un futuro un estudio con un grupo de pacientes en los que se sospeche inestabilidad de la sindesmosis tras fractura de tobillo.

Se utilizó el DCSA debido a su capacidad para modificar y mantener la posición de los pies del paciente durante la realización de la prueba de manera simultánea a la aplicación de fuerza axial controlada. Esto posibilitó la evaluación del movimiento a través de la descripción de la posición del peroné en dos momentos puntuales de su recorrido en la articulación tibioperonea distal, consecuencia de la variación en la posición de los pies en cada prueba. Además, permitió reproducir la posición de los pies en el mismo paciente y entre pacientes incrementando la validez interna. Se realizó un test en posición de tensión de la sindesmosis y otro test en la posición de relajación para eliminar la influencia de la variabilidad intraindividual. De este modo, cada tobillo se comparaba con el mismo tobillo en otra posición del pie, atribuyéndose cualquier cambio en las mediciones al cambio de posición y eliminando la posibilidad de que al realizar la comparación con el miembro contralateral las diferencias encontradas se debiesen a diferencias en la anatomía de los tobillos de un mismo individuo. Se decidió emplear, en combinación con el DCSA, la tomografía axial computarizada. En primer lugar, porque el objetivo fue evaluar el movimiento a

través de la posición de los huesos del tobillo en dos momentos puntuales. Así pues, el TAC ofrece el mejor detalle anatómico en cuanto a estructuras óseas se refiere en comparación con otras pruebas de imagen. Esto permitió optimizar la precisión de las mediciones. En segundo lugar, el uso del visualizador de imágenes avanzado PACS, Version 12.0.0.0700 (© Carestream Health) permitió sistematizar la metodología de medición de las variables mediante la estandarización de los cortes donde se llevaron a cabo. Se incrementó la reproducibilidad de la metodología y su validez interna eliminando la influencia de las diferencias en el plano de corte de la imagen del TAC sobre las mediciones realizadas. Finalmente, se tuvo en cuenta la mayor disponibilidad del TAC respecto a la RMN en el medio en el que se llevó a cabo la investigación.

Las posiciones en las que se situaron los pies en el DCSA y la fuerza axial aplicada se escogieron en base a estudios biomecánicos, con el objetivo de relajar y tensar los ligamentos de la sindesmosis sin sobrepasar el límite que pudiera ocasionar una lesión^{41,139}. Las variables descritas, así como la localización de la mortaja tibioperonea en la que se llevó a cabo la medición, 1 cm proximal al plafón tibial, se determinaron en base a la bibliografía existente, siendo las más empleadas en estudios similares^{76,143}. No se realizaron mediciones volumétricas debido a que, en el medio en el que se llevó a cabo la investigación, implicaría la participación de técnicos informáticos e ingenieros especializados para realizar dichas mediciones, mientras que las descritas en este proyecto las puede realizar el clínico en su consulta con el visualizador de imágenes avanzado PACS, Version 12.0.0.0700 (© Carestream Health). Esto agilizaría, en caso de aplicabilidad clínica de la metodología, su uso en la práctica diaria.

6.4 Análisis de los resultados

En la primera fase de la investigación, la cual se corresponde con el primer artículo publicado, se describió el comportamiento de la sindesmosis tibioperonea en pacientes sin lesión. Esto permitió caracterizar el movimiento normal o fisiológico del peroné en la articulación tibioperonea distal. Los hallazgos más destacables fueron los siguientes:

- Se observó amplia variabilidad interindividual en todas las mediciones de la sindesmosis. Este hallazgo cuestiona las metodologías que tratan de diagnosticar la inestabilidad de la sindesmosis mediante una o varias mediciones en un mismo tobillo en una prueba estática, como por ejemplo las mediciones del solapamiento tibioperoneo (TFO), espacio claro tibioperoneo (TFCS) o el espacio claro medial (MCS) realizadas sobre radiografías en carga^{67,60}. Establecer un umbral a partir del cual considerar la medición patológica en el contexto de una amplia variabilidad interindividual de dicha medición en sujetos sanos llevará de manera inequívoca a una baja sensibilidad y especificidad.
- Se observaron diferencias estadísticamente significativas en las variables SA, ADD, MDD y PDD entre la posición de estrés y la de relajación de un mismo tobillo. Este hecho confirma la influencia de la posición del pie y la carga en la posición del peroné en la articulación tibioperonea distal, poniendo en duda aquellos métodos que basan su capacidad diagnóstica en mediciones realizadas sin estandarizar la posición del pie en el momento de realizar la prueba diagnóstica^{67,31,147}. Así pues, estudios que empleen mediciones sobre imágenes de radiografía, TAC o RMN para diagnosticar la inestabilidad sin estandarizar la posición de los pies pueden llevar a falsos positivos o negativos debido a dicha influencia²⁹.
- No se detectaron diferencias estadísticamente significativas cuando se compararon las diferencias entre la posición de estrés y relajación de un tobillo respecto al lado contralateral. Ambos tobillos de un mismo paciente sin lesión de la sindesmosis, sometidos a las mismas condiciones de posición y carga, presentan un movimiento del peroné en la articulación tibioperonea distal equivalente. Este cálculo, realizado a partir de datos de pacientes sin lesión de la sindesmosis, es la manifestación numérica de la estabilidad de la articulación. Al eliminar la influencia de la anatomía, refleja únicamente las diferencias en el movimiento del peroné entre ambos tobillos de un mismo paciente y permite comparar pacientes entre sí. Partiendo de estas afirmaciones, se puede hipotetizar que en el caso de que un paciente tenga al menos un tobillo sin lesión ligamentosa, el resultado de este cálculo será un reflejo de la estabilidad o inestabilidad de los tobillos

analizados. Se hace patente, por lo tanto, la necesidad de comparar ambos tobillos de un mismo paciente para tratar de diagnosticar la inestabilidad de la sindesmosis.

- El método mostró una fiabilidad interobservador excelente. El elevado coeficiente de correlación intraclase sustentó la validez interna del método.

Este análisis constituyó la base sobre la que se pudo construir la hipótesis de trabajo de la siguiente fase, correspondiente al segundo artículo publicado. En un paciente con sospecha clínica de inestabilidad de la sindesmosis, si ambos tobillos fuesen estables, el incremento en el área del espacio tibioperoneo al pasar de la posición de relajación a la posición de tensión sería similar en el tobillo lesionado respecto al tobillo sano. De lo contrario, la prueba diagnóstica apoyaría la sospecha clínica. Con esta hipótesis se llevó a cabo un estudio piloto de un paciente.

Se decidió analizar únicamente el área sindesmótica porque en el primer estudio fue la variable que mostró menor diferencia al comparar ambos tobillos de un mismo individuo. Además, se ha mostrado como la variable más útil en otras investigaciones³¹. El hallazgo más destacable del segundo manuscrito fue el siguiente:

- La diferencia entre ambos tobillos en el cambio de área del espacio tibioperoneo al pasar de la posición de relajación a la posición de tensión de la sindesmosis fue de 16,79 mm². Dado que en el estudio anterior realizado en pacientes sanos se describió una media de diferencias de -0.14 mm², DS = 4.33 [IC95% = -2.53, 2.26]), se consideró que la prueba apoyaba la sospecha clínica.

El resultado de este estudio piloto dio lugar a la tercera fase, correspondiente al último artículo publicado hasta la fecha, cuyo objetivo fue analizar a un grupo de sujetos con sospecha clínica de inestabilidad de la sindesmosis y comparar los resultados con el grupo de sujetos control. La hipótesis nula fue que no existirían diferencias estadísticamente significativas entre sujetos con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea y sujetos sanos, en ninguna de las variables medidas en imágenes axiales de tomografía computarizada, bajo fuerza axial y

posiciones forzadas del pie, al comparar un tobillo con el contralateral. Los hallazgos más relevantes fueron:

- Se observaron diferencias estadísticamente significativas en la variable área sindesmótica entre el grupo de sujetos sanos y el grupo de pacientes con sospecha clínica de inestabilidad de la sindesmosis. Basándonos en los resultados del estudio, el tobillo con sospecha clínica de lesión de la sindesmosis, sometido a las mismas condiciones de posición y carga que el tobillo contralateral, presenta un movimiento del peroné en la articulación tibioperonea distal diferente al tobillo sano. Además, esas diferencias en el grupo de sujetos con sospecha de lesión son estadísticamente significativas al compararlas con el grupo de sujetos sanos. Por lo tanto, rechazamos la hipótesis nula y afirmamos que la medición del área sindesmótica realizada sobre imágenes axiales de tomografía computarizada en conjunción con el dispositivo de carga simulada ajustable mostró diferencias estadísticamente significativas, entre sujetos con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea y sujetos sanos. Esta metodología por lo tanto podría constituir una herramienta diagnóstica de esta patología.

6.5 Estudios similares

Se han realizado pocos estudios en pacientes con sospecha de inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea sin fractura describiendo la articulación tibioperonea distal mediante imágenes axiales de TAC en carga^{76,78,82,133}. Ninguno de ellos emplea un método para reproducir la posición de los tobillos en el mismo paciente o entre pacientes, con el riesgo de que la variabilidad en la posición de los pies y en la carga que soportan en el momento de realizar la prueba influya en la posición relativa del peroné en la articulación tibioperonea. Este hecho disminuye la validez interna de su metodología al existir la posibilidad de que las mediciones que realizan se vean influenciadas por las diferencias en las posiciones de los pies que comparan y no sean por lo tanto un reflejo exclusivo de la estabilidad de la articulación. Todos ellos se han realizado con WBCT

y solo uno ha aplicado una fuerza torsional adicional a la carga para tensar los ligamentos tibioperoneos¹³³. Se trata del reporte de un único caso examinado con WBCT en el que indican al paciente aplicar rotación interna de ambos miembros inferiores mientras realizan la prueba. En primer lugar, un solo caso constituye una muestra muy pequeña como para extraer conclusiones. No se aplica eversión del pie, hecho que incrementa la tensión en los ligamentos tibioperoneos⁴¹, disminuyendo por tanto las posibilidades de poner de manifiesto una inestabilidad en comparación con este estudio. No existe una metodología que permita reproducir la misma posición de ambos pies a estudio durante la realización de la prueba. La aplicación de la torsión interna del miembro inferior fue dependiente de la voluntad del paciente y no establecida por el examinador, pudiendo originar diferencias en la tensión de los ligamentos tibioperoneos entre ambos tobillos, sobre todo teniendo en cuenta que en caso de lesión el paciente tratará de forzar menos el miembro afecto como mecanismo antiálgico¹⁶⁶. Únicamente se realizó la medición de ADD, cuando otras mediciones tales como el área sindesmótica han mostrado su utilidad en diversas investigaciones^{78,82}.

6.6 Aplicabilidad clínica

En el momento actual siguen surgiendo estudios que tratan de diagnosticar la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea mediante test estáticos^{98,99}. En la práctica clínica, ante la sospecha de lesión de los ligamentos de la sindesmosis tibioperonea basada en la anamnesis y en la exploración física, se suelen solicitar radiografías en carga y RMN para confirmar la lesión ligamentosa¹¹⁷. Ante la presencia de una lesión ligamentosa clasificada como WPAGS tipo 1 (según la modificación de Calder et al¹¹⁷) se opta por un tratamiento conservador, sin testar la estabilidad. Ante una lesión WPAGS tipo 3 o inestabilidad franca se opta por un tratamiento quirúrgico¹¹⁷. El paciente que genera más dudas es aquel clasificado como WPAGS tipo 2 mediante la exploración y la RMN. En estos casos se emplean los test de exploración física (Squeeze test, Frick test o sensibilidad a la palpación directa), los criterios radiográficos y la extensión de las alteraciones

morfológicas de los ligamentos del tobillo visualizadas en imágenes de RMN para clasificar la lesión en estable o inestable¹¹⁷. Algunos autores consideran la afectación del ligamento deltoideo en la RMN como el criterio que debe discernir entre estable e inestable en este subgrupo de pacientes¹¹⁷. Dado que tanto el ligamento deltoideo como el tope lateral que ejerce el peroné actúan como limitadores de la rotación externa y traslación lateral del astrágalo, parece sensato pensar que una lesión combinada derivará en una mayor probabilidad de hipermovilidad del astrágalo en la mortaja tibioperonea y por lo tanto de incongruencia tibiotalar, transmisión asimétrica de cargas y degeneración articular. Sin embargo, la relación entre estructuras ligamentosas afectadas en RMN y estabilidad de la articulación peronea no está clara y hay estudios que muestran cambios cinemáticos en el peroné ante lesión aislada del LTPAi^{46,83,159-161}.

La decisión de someter a un paciente a una intervención quirúrgica se basa por lo tanto en los test de exploración física, los criterios radiográficos y una inferencia teórica de la relación entre estructuras alteradas en la RMN y estabilidad de la sindesmosis tibioperonea cuya validez para el diagnóstico no ha sido probada^{48,66,137,67}. Este algoritmo terapéutico conlleva que algunos pacientes con sindesmosis tibioperonea estable se sometan a una intervención quirúrgica que no necesitan, corriendo por lo tanto un riesgo innecesario. Del mismo modo, puede llevar a que se trate de manera conservadora a pacientes con sindesmosis tibioperonea inestable, con la posibilidad de secuelas que ello conlleva.

Se hace necesario por lo tanto un método diagnóstico no invasivo que demuestre el movimiento anormal o excesivo del peroné en la mortaja tibioperonea de un paciente con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis. De este modo, se añadiría al arsenal diagnóstico una prueba que permitiese clasificar de manera objetiva las lesiones de los ligamentos tibioperoneos en estables o inestables, disminuyendo la posibilidad de que lesiones subsidiarias de tratamiento quirúrgico pasasen desapercibidas y de que pacientes candidatos a tratamiento conservador se sometiesen a una intervención quirúrgica innecesaria.

El proyecto se inició con el objetivo de desarrollar un método diagnóstico objetivo, fiable, reproducible, accesible y no invasivo de la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea.

Los resultados muestran que la medición del área sindesmótica realizada sobre imágenes axiales de tomografía computarizada en conjunción con el dispositivo de carga simulada ajustable podría constituir una herramienta que supla esa carencia.

Se trata de una prueba accesible ya que emplea la tomografía computarizada, disponible en muchos hospitales, y un dispositivo patentado que económicamente dista del precio de un WBCT. Esto lo convierte también en un método no invasivo.

El empleo del dispositivo de carga simulada ajustable, gracias a su capacidad para mantener los pies en diferentes posiciones, permitió hacer frente a la necesidad de una prueba dinámica, condición necesaria para poner de manifiesto la inestabilidad de una manera fiable¹⁶³. La estandarización de los cortes axiales, la metodología empleada para las mediciones y la posibilidad de replicar la posición del pie entre pruebas hace que sea un método reproducible.

Emplear mediciones sobre imágenes axiales limita la influencia de la subjetividad al instante en el que el evaluador debe discernir entre el hueso y las partes blandas en las imágenes de TAC. La resolución que aportan los sistemas de visualización de imágenes actuales minimiza esta influencia y hace que el método sea objetivo.

6.7 Limitaciones y fortalezas

Entendemos que la validación de esta metodología como método diagnóstico de la inestabilidad de la sindesmosis necesita un estudio de casos y controles. De este modo se podría construir una curva ROC con la que seleccionar el punto de corte que otorgase la mayor sensibilidad y especificidad a la hora de clasificar a un individuo como sujeto sano o enfermo. Para la realización de este estudio es necesario que el grupo de casos sean sujetos con inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea confirmada. Para ello, teniendo en cuenta la bibliografía actual, el método que más se aproxima a un diagnóstico de certeza es la visualización directa o artroscópica de la

inestabilidad de la sindesmosis^{113,110}. En el momento de depositar esta tesis doctoral el estudio se encuentra en fase de reclutamiento.

Aunque esta investigación presenta varias limitaciones:

- Se empleó fuerza axial, equivalente al 70% del peso corporal que, aunque ha mostrado efectos equivalentes al WBCT, creemos que la bipedestación representa de manera más precisa la carga fisiológica.
- Ambos grupos a estudio presentaron similares características en cuanto a edad y sexo pero, aunque se estimó el tamaño muestral requerido, 30 individuos podrían constituir una muestra pequeña para establecer una asociación.
- No se realizó RMN o ecografía a todos los pacientes en estudio por lo que otras patologías traumáticas podrían haber pasado inadvertidas en algunos sujetos.
- Las mediciones se realizaron empleando el software PACS, Version 12.0.0.0700 (© Carestream Health), el cual otorga buena calidad de imagen, sin embargo, errores de centésimas de milímetros en las mediciones podrían artefactar los resultados de variables que operan con longitudes pequeñas.
- Aunque el software PACS, Version 12.0.0.0700 (© Carestream Health) ofrece una buena calidad de imagen, requiere a un investigador entrenado para delimitar los límites óseos en las imágenes axiales de TAC.
- Las mediciones de longitudes dependen de la determinación del punto más anterior o posterior del peroné por parte del investigador, que, en el caso de individuos con una sección axial del peroné circunferencial, puede ser difícil de determinar.
- Emplear esta metodología implica disponer del DCSA que, aunque está patentado y dista del precio del WBCT, actualmente no se encuentra disponible en muchos hospitales. Además, se ha necesitado de la presencia de los investigadores (JCV y STG) para constatar la carga y las posiciones de los pies del sujeto a estudio a la hora de realizar la prueba.

Creemos que para alcanzar el diagnóstico de certeza de la inestabilidad debemos respetar la naturaleza de la patología y encaminar nuestros esfuerzos hacia métodos que caractericen el movimiento en la articulación tibioperonea distal. En este sentido, aunque se necesitan más estudios para validar el método, la medición del área sindesmótica realizada sobre imágenes axiales de tomografía computarizada en conjunción con el dispositivo de carga simulada ajustable podría constituir un método diagnóstico objetivo, accesible, fiable, reproducible y no invasivo de la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea sin fractura acompañante.

En el futuro, además de validar la metodología mediante un estudio de casos y controles, podría ser interesante la combinación del DCSA con las mediciones volumétricas, mediciones de la traslación y rotación externa talar en pacientes con sospecha de inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea o la aplicación de esta metodología en pacientes con fractura de tobillo.

7

CONCLUSIONES

De los resultados obtenidos en los trabajos expuestos en este proyecto de Tesis Doctoral se pueden extraer las siguientes conclusiones referidos a los objetivos formulados:

1. La medición del área sindesmótica realizada sobre imágenes axiales de tomografía computarizada en conjunción con el dispositivo de carga simulada ajustable podría constituir un método diagnóstico objetivo, accesible, fiable, reproducible y no invasivo de la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea sin fractura acompañante. *Conclusión referida al objetivo general número 1.*
2. Existe una amplia variabilidad interindividual en las mediciones realizadas en imágenes axiales de TAC de la sindesmosis tibioperonea en pacientes sanos bajo fuerza axial y posiciones forzadas del complejo tobillo-pie. *Conclusión referida al objetivo específico número 1.*
3. La posición del pie y la aplicación de fuerza axial influyen en las mediciones del área sindesmótica, diferencia directa anterior, diferencia directa posterior y diferencia directa media de la sindesmosis tibioperonea distal. *Conclusión referida al objetivo específico número 2.*
4. No existen diferencias estadísticamente significativas al comparar las mediciones entre ambos tobillos de un mismo paciente sano. *Conclusión referida al objetivo específico número 3.*
5. Existen diferencias entre pacientes sanos y pacientes con sospecha clínica de inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea en las mediciones del área sindesmótica realizadas mediante imágenes axiales de tomografía computarizada bajo fuerza axial y posiciones forzadas del pie. *Conclusión referida al objetivo específico número 4.*
6. Se observó una fiabilidad interobservador excelente al evaluar la concordancia entre dos observadores independientes para el análisis de la sindesmosis tibioperonea empleando TAC

convencional y el dispositivo de carga simulada ajustable. *Conclusión referida al objetivo específico número 5.*

8

REFERENCIAS

1. Riegger CL. Anatomy of the Ankle and Foot. *Phys Ther J.* 1988;68(12):1802-1814.
2. Hermans JJ, Beumer A, De Jong TAW, et al. Anatomy of the distal tibiofibular syndesmosis in adults: A pictorial essay with a multimodality approach. *J Anat.* 2010;217(6):633-645. doi:10.1111/j.1469-7580.2010.01302.x
3. AI K. Kapandji AI -Fisiologia Articular 2 - Miembro Inferior. *Kapandji AI.* 2012:73.
4. Chang AL, Mandell JC. Syndesmotic Ligaments of the Ankle: Anatomy, Multimodality Imaging, and Patterns of Injury. *Curr Probl Diagn Radiol.* 2019. doi:10.1067/j.cpradiol.2019.09.006
5. Tourné Y, Molinier F, Andrieu M, et al. Diagnosis and treatment of tibiofibular syndesmosis lesions. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2019;105(8):S275-S286. doi:10.1016/j.otsr.2019.09.014
6. Boszczyk A, Kwapisz S, Krümmel M, et al. Anatomy of the tibial incisura as a risk factor for syndesmotic injury. *Foot Ankle Surg.* 2019;25(1):51-58. doi:10.1016/j.fas.2017.08.003
7. Mulligan EP. Evaluation and management of ankle syndesmosis injuries. *Phys Ther Sport.* 2011;12(2):57-69. doi:10.1016/j.ptsp.2011.03.001
8. Schneck CD. Anatomy and kinesiology of the ankle and foot. *J Back Musculoskeletal Rehabil.* 1992;2(3):1-16. doi:10.3233/BMR-1992-2304
9. Prakash A. Anatomy of Ankle Syndesmotic Ligaments: A Systematic Review of Cadaveric Studies. *Foot Ankle Spec.* 2020;XX(X). doi:10.1177/1938640019897214
10. Lilyquist M, Shaw A, Latz K, et al. Cadaveric Analysis of the Distal Tibiofibular Syndesmosis. *Foot Ankle Int.* 2016;37(8):882-890. doi:10.1177/1071100716643083
11. Ebraheim NA, Taser F, Shafiq Q, et al. Anatomical evaluation and clinical importance of the tibiofibular syndesmosis ligaments. *Surg Radiol Anat.* 2006;28(2):142-149. doi:10.1007/s00276-006-0077-0
12. Subhas N, Vinson EN, Cothran RL, et al. MRI appearance of surgically proven abnormal accessory anterior-inferior tibiofibular ligament (Bassett's ligament). *Skeletal Radiol.* 2008;37(1):27-33. doi:10.1007/s00256-007-0390-7
13. Mróz I, Kurzydło W, Bachul P, et al. Inferior tibiofibular joint (tibiofibular syndesmosis) - own studies and review of the literature. *Folia Med Cracov.* 2015;55(4):71-79.
14. Rammelt S, Zwipp H, Grass R. Injuries to the Distal Tibiofibular Syndesmosis: an Evidence-Based Approach to Acute and Chronic Lesions. *Foot Ankle Clin.* 2008;13(4):611-633. doi:10.1016/j.fcl.2008.08.001
15. McKeon KE, Wright RW, Johnson JE, et al. Vascular anatomy of the tibiofibular syndesmosis. *J Bone Jt Surg.* 2012;94(10):931-938. doi:10.2106/JBJS.K.00604
16. Bartoniček J. Anatomy of the tibiofibular syndesmosis and its clinical relevance. *Surg Radiol Anat.* 2003;25(5-6):379-386. doi:10.1007/s00276-003-0156-4
17. Boonthathip M, Chen L, Trudell DJ, et al. Tibiofibular syndesmotic ligaments: MR arthrography in cadavers with anatomic correlation. *Radiology.* 2010;254(3):827-836. doi:10.1148/radiol.09090624
18. Martins CF, Miranda M, Cortegana IM, et al. Posteroinferior tibiofibular ligament – A cadaveric study. *Foot Ankle Surg.* 2020. doi:10.1016/j.fas.2020.06.005

19. Sato G, Saengsin J, Bhimani R, et al. Isolated injuries to the lateral ankle ligaments have no direct effect on syndesmotic stability. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2022;30(11):3881-3887. doi:10.1007/s00167-022-06985-6
20. Massri-Pugin J, Lubberts B, Vopat BG, et al. Role of the Deltoid Ligament in Syndesmotic Instability. *Foot Ankle Int.* 2018;39(5):598-603. doi:10.1177/1071100717750577
21. Longo UG, Loppini M, Fumo C, et al. Deep deltoid ligament injury is related to rotational instability of the ankle joint: a biomechanical study. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2021;29(5):1577-1583. doi:10.1007/s00167-020-06308-7
22. Lee TH, Jang KS, Choi GW, et al. The contribution of anterior deltoid ligament to ankle stability in isolated lateral malleolar fractures. *Injury.* 2016;47(7):1581-1585. doi:10.1016/j.injury.2016.03.017
23. Savage-Elliott I, Murawski CD, Smyth NA, et al. The deltoid ligament: An in-depth review of anatomy, function, and treatment strategies. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2013;21(6):1316-1327. doi:10.1007/s00167-012-2159-3
24. Bozkurt M, Yavuzer G, Tönük E, et al. Dynamic function of the fibula. Gait analysis evaluation of three different parts of the shank after fibulectomy: Proximal, middle and distal. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2005;125(10):713-720. doi:10.1007/s00402-005-0054-9
25. Hu WK, Chen DW, Li B, et al. Motion of the distal tibiofibular syndesmosis under different loading patterns: A biomechanical study. *J Orthop Surg.* 2019;27(2):1-6. doi:10.1177/2309499019842879
26. Hayes BJ, Gonzalez TA, Smith JT, et al. Ankle Arthritis: You Can't Always Replace It. *Instr Course Lect.* 2016;65(2):321-330.
27. Wynarsky GT, Greenwald AS. Mathematical model of the human ankle joint. *J Biomech.* 1983;16(4). doi:10.1016/0021-9290(83)90132-X
28. Huch K, Kuettner KE, Dieppe P. Osteoarthritis in ankle and knee joints. *Semin Arthritis Rheum.* 1997;26(4):667-674. doi:10.1016/S0049-0172(97)80002-9
29. Souleiman F, Heilemann M, Hennings R, et al. Effect of weightbearing and foot positioning on 3D distal tibiofibular joint parameters. *Sci Rep.* 2022;12(1):1-8. doi:10.1038/s41598-022-12963-2
30. Vopat ML, Vopat BG, Lubberts B, et al. Current trends in the diagnosis and management of syndesmotic injury. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2017;10(1):94-103. doi:10.1007/s12178-017-9389-4
31. Malhotra G, Cameron J, Toolan BC. Diagnosing chronic diastasis of the syndesmosis: A novel measurement using computed tomography. *Foot Ankle Int.* 2014;35(5):483-488. doi:10.1177/1071100714523273
32. Mak MF, Gartner L, Pearce CJ. Management of Syndesmosis Injuries in the Elite Athlete. *Foot Ankle Clin.* 2013;18(2):195-214. doi:10.1016/j.fcl.2013.02.002
33. Mauntel TC, Wikstrom EA, Roos KG, et al. The Epidemiology of High Ankle Sprains in National Collegiate Athletic Association Sports. *Am J Sports Med.* 2017;45(9):2156-2163. doi:10.1177/0363546517701428
34. Mulcahey MK, Bernhardson AS, Murphy CP, et al. The Epidemiology of Ankle Injuries Identified at the National Football League Combine, 2009-2015. *Orthop J Sport Med.* 2018;6(7):2009-2015. doi:10.1177/2325967118786227

35. Wright RW, Barile RJ, Surprenant DA, et al. Ankle syndesmosis sprains in National Hockey League players. *Am J Sports Med.* 2004;32(8):1941-1945. doi:10.1177/0363546504264581
36. Flik K, Lyman S, Marx RG. American collegiate men's ice hockey: An analysis of injuries. *Am J Sports Med.* 2005;33(2):183-187. doi:10.1177/0363546504267349
37. Markolf KL, Jackson S, McAllister DR. Force and displacement measurements of the distal fibula during simulated ankle loading tests for high ankle sprains. *Foot Ankle Int.* 2012;33(9):779-786. doi:10.3113/FAI.2012.0779
38. Delahunt E, Farrell G, Boylan A, et al. Mechanisms of acute ankle syndesmosis ligament injuries in professional male rugby union players: A systematic visual video analysis. *Br J Sports Med.* 2020;1-6. doi:10.1136/bjsports-2020-102281
39. Mait AR, Forman JL, Nie B, et al. Propagation of Syndesmotic Injuries During Forced External Rotation in Flexed Cadaveric Ankles. *Orthop J Sport Med.* 2018;6(6):1-15. doi:10.1177/2325967118781333
40. Rougreau G, Langlais T, Vigan M, et al. Ankle syndesmosis biomechanical evaluation by shear-waves elastography in healthy young adults: Assessment of the reliability and accuracy of the measurements and definition of a corridor of normality. *Foot Ankle Surg.* 2022;(xxxx):0-1. doi:10.1016/j.fas.2022.05.003
41. Wei F, Post JM, Braman JE, et al. Eversion during external rotation of the human cadaver foot produces high ankle sprains. *J Orthop Res.* 2012;30(9):1423-1429. doi:10.1002/jor.22085
42. Fritschy D. An unusual ankle injury in top skiers. *Am J Sports Med.* 1989;17(2):282-286. doi:10.1177/036354658901700223
43. Huysse W, Burssens A, Peiffer M, et al. Morphometric analysis of the incisura fibularis in patients with unstable high ankle sprains. *Skeletal Radiol.* 2021;50(6):1141-1150. doi:10.1007/s00256-020-03649-9
44. Jeong MS, Choi YS, Kim YJ, et al. Deltoid ligament in acute ankle injury: MR imaging analysis. *Skeletal Radiol.* 2014;43(5):655-663. doi:10.1007/s00256-014-1842-5
45. Harper MC, Keller TS. A radiographic evaluation of the tibiofibular syndesmosis. *Foot Ankle.* 1989;10(3):156-160. doi:10.1177/107110078901000308
46. Hunt KJ, Goeb Y, Behn AW, et al. Ankle Joint Contact Loads and Displacement with Progressive Syndesmotic Injury. *Foot Ankle Int.* 2015;36(9):1095-1103. doi:10.1177/1071100715583456
47. Nickless JT, Alland JA. High ankle sprains: Easy to miss, so follow these tips. *J Fam Pract.* 2019;68(3):E5-E13.
48. Netterström-Wedin F, Bleakley C. Diagnostic accuracy of clinical tests assessing ligamentous injury of the ankle syndesmosis: A systematic review with meta-analysis. *Phys Ther Sport.* 2021;49:214-226. doi:10.1016/j.ptsp.2021.03.005
49. Teitz CC, Harrington RM. A biomechanical analysis of the squeeze test for sprains of the syndesmotic ligaments of the ankle. *Foot Ankle Int.* 1998;19(7):489-492. doi:10.1177/107110079801900713
50. De César PC, Ávila EM, De Abreu MR. Comparison of magnetic resonance imaging to physical examination for syndesmotic injury after lateral ankle sprain. *Foot Ankle Int.* 2011;32(12):1110-1114. doi:10.3113/FAI.2011.1110
51. Ryan LP, Hills MC, Chang J, et al. The Lambda Sign: A New Radiographic Indicator of

- Latent Syndesmosis Instability. *Foot Ankle Int.* 2014;35(9):903-908. doi:10.1177/1071100714543646
52. Alonso A, Khoury L, Adams R. Clinical Test for Ankle Syndesmosis Injury: Reliability and Prediction of Return to Function. 1998:276-284.
 53. Sman AD, Hiller CE, Refshauge KM. Diagnostic accuracy of clinical tests for diagnosis of ankle syndesmosis injury: A systematic review. *Br J Sports Med.* 2013;47(10):620-628. doi:10.1136/bjsports-2012-091702
 54. Großterlinden LG, Hartel M, Yamamura J, et al. Isolated syndesmotic injuries in acute ankle sprains: diagnostic significance of clinical examination and MRI. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2016;24(4):1180-1186. doi:10.1007/s00167-015-3604-x
 55. Beumer A, Van Hemert WLW, Swierstra BA, et al. A biomechanical evaluation of clinical stress tests for syndesmotic ankle instability. *Foot Ankle Int.* 2003;24(4):358-363. doi:10.1177/107110070302400410
 56. Kellett JJ. The clinical features of ankle syndesmosis injuries: A general review. *Clin J Sport Med.* 2011;21(6):524-529. doi:10.1097/JSM.0b013e318234be7d
 57. Lindenfeld T, Parikh S. Clinical tip: Heel-thump test for syndesmotic ankle sprain. *Foot Ankle Int.* 2005;26(5):406-408. doi:10.1177/107110070502600512
 58. Kiter E, Bozkurt M. The crossed-leg test for examination of ankle syndesmosis injuries. *Foot Ankle Int.* 2005;26(2):187-188. doi:10.1177/107110070502600213
 59. Schoennagel BP, Karul M, Avanesov M, et al. Isolated syndesmotic injury in acute ankle trauma: comparison of plain film radiography with 3T MRI. *Eur J Radiol.* 2014;83(10):1856-1861. doi:10.1016/j.ejrad.2014.06.034
 60. Anand DA. Syndesmotic stability: Is there a radiological normal?—A systematic review. *Foot Ankle Surg.* 2018;24(3):174-184. doi:10.1016/j.fas.2017.02.004
 61. Ostrum RF, de Meo P, Subramanian R. A Critical Analysis of the Anterior-Posterior Radiographic Anatomy of the Ankle Syndesmosis. *Foot Ankle Int.* 1995;16(3):128-131. doi:10.1177/107110079501600304
 62. Pneumaticos SG, Noble PC, Chatziioannou SN, et al. The effects of rotation on radiographic evaluation of the tibiofibular syndesmosis. *Foot Ankle Int.* 2002;23(2):107-111. doi:10.1177/107110070202300205
 63. Sclafani S. Ligamentous Injury of the lower Tibiofibular Syndesmosis: Radiographic Evidence. *Radiology.* 1985.
 64. Ebraheim NA, Lu J, Yang H, et al. Radiographic and CT evaluation of tibiofibular syndesmotic diastasis: A cadaver study. *Foot Ankle Int.* 1997;18(11):693-698. doi:10.1177/107110079701801103
 65. Brage ME, Bennett CR, Whitehurst JB, et al. Observer reliability in ankle radiographic measurements. *Foot Ankle Int.* 1997;18(6):324-329. doi:10.1177/107110079701800602
 66. Krähenbühl N, Weinberg MW, Davidson NP, et al. Imaging in syndesmotic injury : a systematic literature review. 2017:27-30.
 67. Beumer A, Van Hemert WLW, Niesing R, et al. Radiographic measurement of the distal tibiofibular syndesmosis has limited use. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;(423):227-234. doi:10.1097/01.blo.0000129152.81015.ad
 68. Beumer A, Swierstra BA. The influence of ankle positioning on the radiography of the distal tibial tubercles. *Surg Radiol Anat.* 2003;25(5-6):446-450. doi:10.1007/s00276-

69. Gosselin-Papadopoulos N, Hébert-Davies J, Laflamme GY, et al. A New and More Sensitive View for the Detection of Syndesmotic Instability. *J Orthop Trauma*. 2019;33(9):455-459. doi:10.1097/BOT.0000000000001495
70. Sánchez-Morata E, Martínez-Ávila JC, Vacas-Sánchez E, et al. Predicting syndesmotic injuries in ankle fractures: a new system based on the medial malleolar focus. *Injury*. 2017;48:S86-S90. doi:10.1016/S0020-1383(17)30800-8
71. Ebraheim NA, Lu J, Yang H, et al. The fibular incisure of the tibia on CT scan: A cadaver study. *Foot Ankle Int*. 1998;19(5):318-321. doi:10.1177/107110079801900509
72. Dikos GD, Heisler J, Choplin RH, et al. Normal tibiofibular relationships at the syndesmosis on axial CT imaging. *J Orthop Trauma*. 2012;26(7):433-438. doi:10.1097/BOT.0b013e3182535f30
73. Patel S, Malhotra K, Cullen NP, et al. Defining reference values for the normal tibiofibular syndesmosis in adults using weight-bearing CT. *Bone Joint J*. 2019;101-B(3):348-352. doi:10.1302/0301-620x.101b3.bjj-2018-0829.r1
74. Nault ML, Hébert-Davies J, Laflamme GY, et al. CT scan assessment of the syndesmosis: A new reproducible method. *J Orthop Trauma*. 2013;27(11):638-641. doi:10.1097/BOT.0b013e318284785a
75. Park CH, Kim GB. Tibiofibular relationships of the normal syndesmosis differ by age on axial computed tomography—Anterior fibular translation with age. *Injury*. 2019;50(6):1256-1260. doi:10.1016/j.injury.2019.04.022
76. Hagemeyer NC, Chang SH, Abdelaziz ME, et al. Range of Normal and Abnormal Syndesmotic Measurements Using Weightbearing CT. *Foot Ankle Int*. 2019;40(12):1430-1437. doi:10.1177/1071100719866831
77. Krähenbühl N, Bailey TL, Weinberg MW, et al. Impact of Torque on Assessment of Syndesmotic Injuries Using Weightbearing Computed Tomography Scans. *Foot Ankle Int*. 2019;40(6):710-719. doi:10.1177/1071100719829720
78. del Rio A, Bewsher SM, Roshan-Zamir S, et al. Weightbearing Cone-Beam Computed Tomography of Acute Ankle Syndesmosis Injuries. *J Foot Ankle Surg*. 2020;59(2):258-263. doi:10.1053/j.jfas.2019.02.005
79. Vetter SY, Palesche N, Beisemann N, et al. Influence of syndesmotic injuries and posterior malleolar ankle fractures on fibula position in the ankle joint: a cadaveric study. *Eur J Trauma Emerg Surg*. 2020. doi:10.1007/s00068-019-01292-1
80. Malhotra K, Welck M, Cullen N, et al. The effects of weight bearing on the distal tibiofibular syndesmosis: A study comparing weight bearing-CT with conventional CT. *Foot Ankle Surg*. 2019;25(4):511-516. doi:10.1016/j.fas.2018.03.006
81. Osgood GM, Shakoor D, Orapin J, et al. Reliability of distal tibio-fibular syndesmotic instability measurements using weightbearing and non-weightbearing cone-beam CT. *Foot Ankle Surg*. 2019;25(6):771-781. doi:10.1016/j.fas.2018.10.003
82. Hamard M, Neroladaki A, Bagetakos I, et al, Boudabbous S. Accuracy of cone-beam computed tomography for syndesmosis injury diagnosis compared to conventional computed tomography. *Foot Ankle Surg*. 2019;25(2):2-9. doi:10.1016/j.fas.2019.03.006
83. Hagen JE, Rausch S, Simons P, et al. Computed Tomography Analysis for Quantification of Displacement of the Distal Fibula in Different Foot Positions With Weightbearing and Sequentially Increased Instability: An Anatomic Cadaveric Study on

- Syndesmosis. *J Foot Ankle Surg.* 2019;58(4):734-738. doi:10.1053/j.jfas.2018.12.013
84. Burssens A, Krähenbühl N, Weinberg MM, et al. Comparison of External Torque to Axial Loading in Detecting 3-Dimensional Displacement of Syndesmotic Ankle Injuries. *Foot Ankle Int.* 2020;41(10):1256-1268. doi:10.1177/1071100720936596
 85. Burssens A, Vermue H, Barg A, et al. Templating of Syndesmotic Ankle Lesions by Use of 3D Analysis in Weightbearing and Nonweightbearing CT. *Foot Ankle Int.* 2018;39(12):1487-1496. doi:10.1177/1071100718791834
 86. Bhimani R, Ashkani-Esfahani S, Lubberts B, et al. Utility of Volumetric Measurement via Weight-Bearing Computed Tomography Scan to Diagnose Syndesmotic Instability. *Foot Ankle Int.* 2020;41(7):859-865. doi:10.1177/1071100720917682
 87. Bhimani R, Ashkani-Esfahani S, Lubberts B, et al. Using 3D Volume Measurements on Weightbearing Computed Tomography Scan to Diagnose Syndesmotic Instability. *Foot Ankle Orthop.* 2020;5(4):2473011420S0002. doi:10.1177/2473011420s00024
 88. Ashkani Esfahani S, Bhimani R, Lubberts B, et al. Volume measurements on weightbearing computed tomography can detect subtle syndesmotic instability. *J Orthop Res.* 2021;(November 2020):1-8. doi:10.1002/jor.25049
 89. Rellensmann K, Behzadi C, Usseglio J, et al. Acute, isolated and unstable syndesmotic injuries are frequently associated with intra-articular pathologies. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2021;29(5):1516-1522. doi:10.1007/s00167-020-06141-y
 90. Sharif B, Welck M, Saifuddin A. MRI of the distal tibiofibular joint. *Skeletal Radiol.* 2001;49(1). doi:10.1007/s00256-019-03260-7
 91. Park YH, Yoon MA, Choi WS, et al. The predictive value of MRI in the syndesmotic instability of ankle fracture. *Skeletal Radiol.* 2018;47(4):533-540. doi:10.1007/s00256-017-2821-4
 92. Brown KW, Morrison WB, Schweitzer ME, et al. MRI Findings Associated with Distal Tibiofibular Syndesmosis Injury. *Am J Roentgenol.* 2004;182(1):131-136. doi:10.2214/ajr.182.1.1820131
 93. Calder J, Mitchell A, Lomax A, et al. The broken “ring of fire”: A new radiological sign as predictor of syndesmosis injury? *Orthop J Sport Med.* 2017;5(3):1-5. doi:10.1177/2325967117695064
 94. Oae K, Takao M, Naito K, et al. Injury of the tibiofibular syndesmosis: Value of MR imaging for diagnosis. *Radiology.* 2003;227(1):155-161. doi:10.1148/radiol.2271011865
 95. Takao M, Ochi M, Oae K, et al. Diagnosis of a tear of the tibiofibular syndesmosis. The role of arthroscopy of the ankle. *J Bone Jt Surg - Ser B.* 2003;85(3):324-329. doi:10.1302/0301-620X.85B3.13174
 96. Han SH, Lee JW, Kim S, et al. Chronic tibiofibular syndesmosis injury: The diagnostic efficiency of magnetic resonance imaging and comparative analysis of operative treatment. *Foot Ankle Int.* 2007;28(3):336-342. doi:10.3113/FAI.2007.0336
 97. Chun KY, Choi YS, Lee SH, et al. Deltoid ligament and tibiofibular syndesmosis injury in chronic lateral ankle instability: Magnetic resonance imaging evaluation at 3t and comparison with arthroscopy. *Korean J Radiol.* 2015;16(5):1096-1103. doi:10.3348/kjr.2015.16.5.1096
 98. Shiwaku K, Teramoto A, Iba K, et al. The prevalence of posterior inferior tibiofibular ligament and inferior tibiofibular transverse ligament injuries in syndesmosis-injured ankles evaluated by oblique axial magnetic resonance imaging: a retrospective study.

- BMC Musculoskelet Disord.* 2022;23(1):1-8. doi:10.1186/s12891-022-05220-0
99. Seuss H, Hammon M, Roemer F, et al. Scanned versus fused-reconstructed oblique mr-images for assessment of the tibiofibular syndesmosis—diagnostic performance and reader agreement. *Diagnostics.* 2021;11(2). doi:10.3390/diagnostics11020197
 100. Kim S, Huh YM, Song HT, et al. Chronic tibiofibular syndesmosis injury of ankle: Evaluation with contrast-enhanced fat-suppressed 3D fast spoiled gradient-recalled acquisition in the steady state MR imaging. *Radiology.* 2007;242(1):225-235. doi:10.1148/radiol.2421051369
 101. Mei-Dan O, Kots E, Barchilon V, et al. A dynamic ultrasound examination for the diagnosis of ankle syndesmotic injury in professional athletes: A preliminary study. *Am J Sports Med.* 2009;37(5):1009-1016. doi:10.1177/0363546508331202
 102. Fisher CL, Rabbani T, Johnson K, et al. Diagnostic capability of dynamic ultrasound evaluation of supination-external rotation ankle injuries: a cadaveric study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2019;20(1):502. doi:10.1186/s12891-019-2899-z
 103. Hagemeyer NC, Saengsin J, Chang SH, et al. Diagnosing syndesmotic instability with dynamic ultrasound – establishing the natural variations in normal motion. *Injury.* 2020;51(11):2703-2709. doi:10.1016/j.injury.2020.07.060
 104. Hagemeyer NC, Lubberts B, Saengsin J, et al. Portable dynamic ultrasonography is a useful tool for the evaluation of suspected syndesmotic instability: a cadaveric study. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2022;(0123456789):1-8. doi:10.1007/s00167-022-07058-4
 105. Cha SW, Bae KJ, Chai JW, et al. Reliable measurements of physiologic ankle syndesmosis widening using dynamic 3d ultrasonography: A preliminary study. *Ultrasonography.* 2019;38(3):236-245. doi:10.14366/usg.18056
 106. Becciolini M, Bonacchi G, Stella SM, et al. High ankle sprain: sonographic demonstration of a posterior inferior tibiofibular ligament avulsion. *J Ultrasound.* 2020:1-3. doi:10.1007/s40477-020-00455-w
 107. Baltés TPA, Arnáiz J, Geertsema L, et al. Diagnostic value of ultrasonography in acute lateral and syndesmotic ligamentous ankle injuries. *Eur Radiol.* 2020. doi:10.1007/s00330-020-07305-7
 108. Takao M, Ochi M, Naito K, et al. Arthroscopic diagnosis of tibiofibular syndesmosis disruption. *Arthroscopy.* 2001;17(8):836-843. doi:10.1053/jars.2001.25265
 109. Hepple S, Guha A. The Role of Ankle Arthroscopy in Acute Ankle Injuries of the Athlete. *Foot Ankle Clin.* 2013;18(2):185-194. doi:10.1016/j.fcl.2013.02.001
 110. Feller R, Borenstein T, Fantry AJ, et al. Arthroscopic Quantification of Syndesmotic Instability in a Cadaveric Model. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg.* 2017;33(2):436-444. doi:10.1016/j.arthro.2016.11.008
 111. Elghazy MA, Massri-Pugin J, Lubberts B, et al. Arthroscopic characterization of syndesmotic instability in the coronal plane: Exactly what measurement matters? *Injury.* 2021;52(7):1964-1970. doi:10.1016/j.injury.2021.04.030
 112. Lubberts B, Massri-Pugin J, Guss D, et al. Arthroscopic Assessment of Syndesmotic Instability in the Sagittal Plane in a Cadaveric Model. *Foot Ankle Int.* 2020;41(2):237-243. doi:10.1177/1071100719879673
 113. Lubberts B, Guss D, Vopat BG, et al. The arthroscopic syndesmotic assessment tool can differentiate between stable and unstable ankle syndesmoses. *Knee Surgery, Sport*

- Traumatol Arthrosc.* 2020;28(1):193-201. doi:10.1007/s00167-018-5229-3
114. Bhimani R, Lubberts B, Sornsakrin P, et al. Do Coronal or Sagittal Plane Measurements Have the Highest Accuracy to Arthroscopically Diagnose Syndesmotic Instability? *Foot Ankle Int.* 2021;42(6):805-809. doi:10.1177/10711007211004151
 115. van Dijk CN, Longo UG, Loppini M, et al. Classification and diagnosis of acute isolated syndesmotic injuries: ESSKA-AFAS consensus and guidelines. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2016;24(4):1200-1216. doi:10.1007/s00167-015-3942-8
 116. Gerber JP, Williams GN, Scoville CR, et al. Persistent disability associated with ankle sprains: A prospective examination of an athletic population. *Foot Ankle Int.* 1998;19(10):653-660. doi:10.1177/107110079801901002
 117. Calder JD, Bamford R, Petrie A, et al. Stable Versus Unstable Grade II High Ankle Sprains: A Prospective Study Predicting the Need for Surgical Stabilization and Time to Return to Sports. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg.* 2016;32(4):634-642. doi:10.1016/j.arthro.2015.10.003
 118. Sikka RS, Fetzer GB, Sugarman E, et al. Correlating MRI findings with disability in syndesmotic sprains of NFL players. *Foot Ankle Int.* 2012;33(5):371-378. doi:10.3113/FAI.2012.0371
 119. Lui TH, Ip K, Chow HT. Comparison of radiologic and arthroscopic diagnoses of distal tibiofibular syndesmosis disruption in acute ankle fracture. *Arthrosc - J Arthrosc Relat Surg.* 2005;21(11):1370.e1-1370.e7. doi:10.1016/j.arthro.2005.08.016
 120. Baltés TPA, Al Sayrafi O, Arnáiz J, et al. Acute clinical evaluation for syndesmosis injury has high diagnostic value. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2022;(0123456789). doi:10.1007/s00167-022-06989-2
 121. Porter DA, May BD, Berney T. Functional outcome after operative treatment for ankle fractures in young athletes: A retrospective case series. *Foot Ankle Int.* 2008;29(9):887-894. doi:10.3113/FAI.2008.0887
 122. Beumer A. Chronic instability of the anterior syndesmosis of the ankle: Biomechanical, kinematical, radiological and clinical aspects. *Acta Orthop.* 2007;78(SUPPL.327):1-36. doi:10.1080/17453690610046530
 123. McCollum GA, van den Bekerom MPJ, Kerkhoffs GMMJ, et al. Syndesmosis and deltoid ligament injuries in the athlete. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2013;21(6):1328-1337. doi:10.1007/s00167-012-2205-1
 124. Corte-Real N, Caetano J. Ankle and syndesmosis instability: consensus and controversies. *EFORT Open Rev.* 2021;6(6):420-431. doi:10.1302/2058-5241.6.210017
 125. Liu J, Valentine D, Ebraheim NA. Management of Syndesmosis Injury : A Narrative Review. 2022;(November):471-475.
 126. Kent S, Yeo G, Marsland D, et al. Delayed stabilisation of dynamically unstable syndesmotic injuries results in worse functional outcomes. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2020;(0123456789). doi:10.1007/s00167-020-05962-1
 127. de-las-Heras Romero J, Alvarez AML, Sanchez FM, et al. Management of syndesmotic injuries of the ankle. *EFORT Open Rev.* 2017;2(9):403-409. doi:10.1302/2058-5241.2.160084
 128. Press CM, Gupta A, Hutchinson MR. Management of ankle syndesmosis injuries in the athlete. *Curr Sports Med Rep.* 2009;8(5):228-233. doi:10.1249/JSR.0b013e3181b7ec0c
 129. Xu HL, Song YJ, Hua YH. Reconstruction of Chronic Injured Distal Tibiofibular

- Syndesmosis with Autogenous Tendon Graft: A Systematic Review. *Biomed Res Int.* 2021;2021. doi:10.1155/2021/3182745
130. Connors JC, Grossman JP, Zulauf EE, et al. Syndesmotic Ligament Allograft Reconstruction for Treatment of Chronic Diastasis. *J Foot Ankle Surg.* 2020;59(4):835-840. doi:10.1053/j.jfas.2020.01.001
 131. Spennacchio P, Seil R, Gathen M, et al. Diagnosing instability of ligamentous syndesmotic injuries: A biomechanical perspective. *Clin Biomech.* 2021;84(June 2020):105312. doi:10.1016/j.clinbiomech.2021.105312
 132. Kang DH, Kang C, Hwang DS, et al. The value of axial loading three dimensional (3D) CT as a substitute for full weightbearing (standing) 3D CT: Comparison of reproducibility according to degree of load. *Foot Ankle Surg.* 2019;25(2):215-220. doi:10.1016/j.fas.2017.10.014
 133. Campbell T, Mok A, Wolf MR, et al. Augmented stress weightbearing CT for evaluation of subtle tibiofibular syndesmotic injuries in the elite athlete. *Skeletal Radiol.* 2022;(0123456789). doi:10.1007/s00256-022-04229-9
 134. Tejero S, Lirola J, Giráldez M, et al. Análisis del síndrome Inestable-Doloroso de la articulación subastragalina mediante el sistema estrés dinámico BaroPodoTAC. *Rev Soc Andal Traumatol Ortop (Ed impr).* 2013;30:10-18.
 135. Burns WC, Prakash K, Adelaar R, et al. Tibiotalar joint dynamics: Indications for the syndesmotic screw - A cadaver study. *Foot Ankle.* 1993;14(3):153-158. doi:10.1177/107110079301400308
 136. McKinley TO, Tochigi Y, Rudert MJ, et al. Instability-associated changes in contact stress and contact stress rates near a step-off incongruity. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2008;90(2):375-383. doi:10.2106/JBJS.G.00127
 137. Sman AD, Hiller CE, Rae K, et al. Diagnostic accuracy of clinical tests for ankle syndesmosis injury. *Br J Sports Med.* 2015;49(5):323-329. doi:10.1136/bjsports-2013-092787
 138. Miyamoto W, Takao M, Syndesmosis DT. Management of chronic disruption of the distal tibiofibular syndesmosis ANATOMY AND BIOMECHANICS OF THE. 2011;2(1). doi:10.5312/wjo.v2.i1.World
 139. Kang DH, Kang C, Lee SB, et al. Letter to the Editor on “The value of axial loading three dimensional (3D) CT as a substitute for full weightbearing (standing) 3D CT: Comparison of reproducibility according to degree of load.” *Foot Ankle Surg.* 2018;24(6):552. doi:10.1016/j.fas.2018.08.010
 140. Lepojärvi S, Pakarinen H, Savola O, et al. Posterior translation of the fibula may indicate malreduction: CT study of normal variation in uninjured ankles. *J Orthop Trauma.* 2014;28(4):205-209. doi:10.1097/BOT.0b013e3182a59b3c
 141. Davidovitch RI, Weil Y, Karia R, et al. Intraoperative Syndesmotic Reduction. *J Bone Jt Surg.* 2013;95(20):1838-1843. doi:10.2106/jbjs.l.00382
 142. Warner SJ, Fabricant PD, Garner MR, et al. The Measurement and Clinical Importance of Syndesmotic Reduction after Operative Fixation of Rotational Ankle Fractures. *J Bone Jt Surg - Am Vol.* 2014;97(23):1935-1944. doi:10.2106/JBJS.O.00016
 143. Shakoor D, Osgood GM, Brehler M, et al. Cone-beam CT measurements of distal tibiofibular syndesmosis in asymptomatic uninjured ankles: does weight-bearing matter? *Skeletal Radiol.* 2019;48(4):583-594. doi:10.1007/s00256-018-3074-6

144. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med.* 2016;15(2):155-163. doi:10.1016/j.jcm.2016.02.012
145. Auch E, Barbachan NS, Alexandre T, et al. Distal Tibiofibular Syndesmotic Widening in Progressive Collapsing Foot Deformity. *Foot Ankle Int.* 2021. doi:10.1177/1071100720982907
146. Krähenbühl N, Bailey TL, Presson AP, et al. Torque application helps to diagnose incomplete syndesmotic injuries using weight-bearing computed tomography images. *Skeletal Radiol.* 2019;48(9):1367-1376. doi:10.1007/s00256-019-3155-1
147. Lepojärvi S, Niinimäki J, Pakarinen H, et al. Rotational Dynamics of the Normal Distal Tibiofibular Joint With Weight-Bearing Computed Tomography. *Foot Ankle Int.* 2016;37(6):627-635. doi:10.1177/1071100716634757
148. Richter M, Seidl B, Zech S, et al. PedCAT for 3D-imaging in standing position allows for more accurate bone position (angle) measurement than radiographs or CT. *Foot Ankle Surg.* 2014;20(3):201-207. doi:10.1016/j.fas.2014.04.004
149. Lintz F, Netto C de C, Barg A, et al. Weight-bearing cone beam CT scans in the foot and ankle. *EFORT Open Rev.* 2018;3(5):278-286. doi:10.1302/2058-5241.3.170066
150. Barg A, Bailey T, Richter M, et al. Weightbearing Computed Tomography of the Foot and Ankle: Emerging Technology Topical Review. *Foot Ankle Int.* 2018;39(3):376-386. doi:10.1177/1071100717740330
151. Kellett JJ, Lovell GA, Eriksen DA, et al. Diagnostic imaging of ankle syndesmosis injuries: A general review. *J Med Imaging Radiat Oncol.* 2018;62(2):159-168. doi:10.1111/1754-9485.12708
152. Chans-Veres J, Vallejo-Márquez M, Galhoum AE, et al. Analysis of the uninjured tibiofibular syndesmosis using conventional CT-imaging and axial force in different foot positions. *Foot Ankle Surg.* 2021;(xxxx). doi:10.1016/j.fas.2021.07.014
153. Kurokawa H, Li H, Anghong C, et al. APKASS Consensus Statement on Chronic Syndesmosis Injury, Part 2: Indications for Surgical Treatment, Arthroscopic or Open Debridement, and Reconstruction Techniques of Suture Button and Screw Fixation. *Orthop J Sport Med.* 2021;9(6):1-6. doi:10.1177/23259671211021063
154. Chun D, Cho J, Min T, et al. Diagnostic Accuracy of Radiologic Methods for Ankle Syndesmosis Injury: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Clin Med.* 2019;8(7):968. doi:10.3390/jcm8070968
155. Song Y, Shi Z, Kurokawa H, et al. APKASS consensus statement on chronic syndesmosis injury. *Asia-Pacific J Sport Med Arthrosc Rehabil Technol.* 2021;25:60-64. doi:10.1016/j.asmart.2021.05.008
156. Bejarano-Pineda L, DiGiovanni CW, Waryasz GR, et al. Diagnosis and Treatment of Syndesmotic Unstable Injuries: Where We Are Now and Where We Are Headed. *J Am Acad Orthop Surg.* 2021;29(23):985-997. doi:10.5435/jaaos-d-20-01350
157. Gosselin-Papadopoulos N, Hébert-Davies J, Laflamme GY, et al. Direct visualization of the syndesmosis for evaluation of syndesmotic disruption. *OTA Int Open Access J Orthop Trauma.* 2018;1(2):e006. doi:10.1097/oi9.0000000000000006
158. Wong MT, Wiens C, Lamothe J, et al. Four-Dimensional CT Analysis of Normal Syndesmotic Motion. *Foot Ankle Int.* 2021;42(11):1491-1501. doi:10.1177/10711007211015204

159. Gosselin-Papadopoulos N, Hébert-Davies J, Laflamme GY, et al. Intraoperative Torque Test to Assess Syndesmosis Instability. *Foot Ankle Int.* 2019;40(4):408-413. doi:10.1177/1071100718816674
160. Teramoto A, Kura H, Uchiyama E, et al. Three-dimensional analysis of ankle instability after tibiofibular syndesmosis injuries: A biomechanical experimental study. *Am J Sports Med.* 2008;36(2):348-352. doi:10.1177/0363546507308235
161. Xenos JS, Hopkinson WJ, Mulligan ME, et al. The tibiofibular syndesmosis. Evaluation of the ligamentous structures, methods of fixation, and radiographic assessment. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 1995;77(6):847-856. doi:10.2106/00004623-199506000-00005
162. Beumer A, Valstar ER, Garling EH, et al. External rotation stress imaging in syndesmotic injuries of the ankle: Comparison of lateral radiography and radiostereometry in a cadaveric model. *Acta Orthop Scand.* 2003;74(2):201-205. doi:10.1080/00016470310013969
163. Krähenbühl N, Bailey TL, Weinberg MW, et al. Is load application necessary when using computed tomography scans to diagnose syndesmotic injuries? A cadaver study. *Foot Ankle Surg.* 2020;26(2):198-204. doi:10.1016/j.fas.2019.02.002
164. Jiang KN, Schulz BM, Tsui YL, et al. Comparison of radiographic stress tests for syndesmotic instability of supination-external rotation ankle fractures: A cadaveric study. *J Orthop Trauma.* 2014;28(6):123-127. doi:10.1097/BOT.000000000000010
165. Amin A, Janney C, Sheu C, et al. Weight-Bearing Radiographic Analysis of the Tibiofibular Syndesmosis. *Foot Ankle Spec.* 2019;12(3):211-217. doi:10.1177/1938640018766631
166. Miller TL, Skalak T. Evaluation and treatment recommendations for acute injuries to the ankle syndesmosis without associated fracture. *Sport Med.* 2014;44(2):179-188. doi:10.1007/s40279-013-0106-1

9

MANUSCRITOS

ORIGINALES



Contents lists available at ScienceDirect

Foot and Ankle Surgery

journal homepage: www.elsevier.com/locate/fas

Analysis of the uninjured tibiofibular syndesmosis using conventional CT-imaging and axial force in different foot positions

Juan Chans-Veres^a, Mercedes Vallejo-Márquez^a, Ahmed E. Galhoum^b, Sergio Tejero^{c,d,*}

^a University Hospital Virgen del Rocío, Seville, Spain

^b Gerge Eliot Hospital, Nuneaton, UK

^c Foot Ankle Unit University Hospital Virgen del Rocío, Seville, Spain

^d University of Seville, Spain

ARTICLE INFO

Article history:

Received 17 May 2021

Received in revised form 17 June 2021

Accepted 23 July 2021

Available online xxx

Keywords:

Syndesmosis
Distal tibiofibular joint
Simulated weight-bearing
Ankle

ABSTRACT

Background: Syndesmosis measurements and indices have been controversial and showed interindividual variability. The purpose of this study was to analyze, by conventional axial computed tomography images and a simulated load device, the uninjured tibiofibular syndesmosis under axial force and forced foot positions.

Methods: A total of 15 healthy patients (30 ankles) were studied using adjustable simulated load device (ASLD). This device allowed to perform bilateral ankle CT scans in two forced foot and ankle positions (30° of plantar flexion, 15° of inversion, 20° of internal rotation and 15° of dorsal flexion, 15° of eversion, 30° of external rotation). Axial load was applied simultaneously in a controlled manner (70% body weight). Measurements on the axial image of computed tomography were: syndesmosis area (SA), fibular rotation (FR), position of the fibula in the sagittal plane (FPS), depth of the incisura (ID) and direct anterior difference (ADD), direct middle difference (MDD) and direct posterior difference (PDD).

Results: In patients without injury to the tibiofibular syndesmosis, the application of axial load and forced foot and ankle positions showed statistically significant differences on the distal tibiofibular measurements between the stressed and the relaxed position, it also showed interindividual variability: SA (median = 4.12 [IQR = 2.42, 6.63]) ($p < 0.001$), ADD (0.67 [0.14, 0.67]) ($p < 0.001$), MDD (0.45, [0.05, 0.9]) ($p < 0.001$), PDD (0.73 [−0.05, 0.73]) ($p < 0.002$). However, it did not detect statistically significant differences when the tibiofibular differences between the stressed and the relaxed position in one ankle were compared with the contralateral side: SA (−0.14, SD = 4.33 [95% CI = −2.53, 2.26]), ADD (−0.42, 1.08 [−1.02, 0.18]), MDD (0.29, 0.54 [−0.01, 0.59]), PDD (−0.1, 1.42 [−0.89, 0.68]). Interobserver reliability showed an Intraclass correlation coefficient of 0.990 [95% CI = 0.972, 0.997].

Conclusions: Wide interindividual variability was observed in all syndesmosis measurements, but no statistically significant differences were found when comparing one ankle to the contralateral side. Measuring syndesmosis alignment parameters, may only be of value, if those are compared to the contralateral ankle.

© 2021 European Foot and Ankle Society. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Injury to syndesmosis ligaments alters the normal biomechanics of the joint and generates an abnormal movement of the talus within the mortise, causing changes in the tibio-talar contact area and increasing pressure on talar dome and tibial plafond [1–3].

This increased pressure maintained over time can cause ankle osteoarthritis [2]. Therefore, early diagnosis of syndesmosis instability is essential in order to prevent degenerative changes.

In recent years, driven by the low sensitivity and specificity of clinical examination tests [4–6], studies that attempt to diagnose instability of the distal tibiofibular joint have proliferated [7–11]. Diagnosing instability requires objectively demonstrating of abnormal fibular movement in tibiofibular syndesmosis. The dynamic nature that it implies has prompted studies that simulate stress conditions of syndesmosis and look for differences between an injured ankle and one without damage [11–14]. Arthroscopy has been proposed as the gold standard for diagnosing the abnormal fibular movement in tibiofibular syndesmosis, but it is an invasive

* Corresponding author at: Head of Foot Ankle Unit University Hospital Virgen del Rocío, Seville, Spain.

E-mail addresses: juanchansveres@msn.com (J. Chans-Veres), mvallejo@gmail.com (M. Vallejo-Márquez), ahmed.galhoum@geh.nhs.uk (A.E. Galhoum), tejerogarciasergio@gmail.com (S. Tejero).

<https://doi.org/10.1016/j.fas.2021.07.014>

1268–7731/© 2021 European Foot and Ankle Society. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

method [5–15]. Ultrasound is postulated as a useful method, but it is operator dependent and requires a long learning curve [10–18]. Measurements carried out on weight-bearing CT are considered more reliable than weight-bearing radiography [19,20], allowing to generate stress on the syndesmosis by applying body weight in variable positions and providing 3D images that allows volumetric measurements [21]. Nevertheless, the maximal stress positions are difficult to measure on bipodal weightbearing due to proprioceptive response and tendon contraction. Additionally, the majority of Foot Ankle Units on the world have access to the conventional CT-SCAN only.

The objective of this study is to analyze, by conventional axial computed tomography images, the uninjured tibiofibular syndesmosis under axial force and forced foot positions. The secondary outcome is to analyze the interobserver reliability of this method.

2. Methods

2.1. Population

The study was approved by the Research Ethics Committee of the Virgen Macarena and Virgen del Rocío University Hospitals

(CEIC 1119-N-20). All subjects were healthy volunteers randomly selected who received, verbally and written, detailed information regarding the research project and who, subsequently, signed the informed consent to participate in the study. After performing a power analysis, the study population consisted of 15 volunteers (30 ankles) that included 7 women and 8 men of an age between 24 and 66 years (mean 37.2 years). Volunteers were evaluated by an orthopedic surgeon who, after carrying out an anamnesis and detailed physical examination, confirmed the absence of any of the exclusion criteria: history of foot-ankle surgery, history of ankle fracture or sprain, mental health condition making patients' cooperation to CT-scanning difficult, local anesthetics allergy or pregnancy.

2.2. Imaging technique

The present study was carried out using a device designed and manufactured between January 2010 and September 2011, the adjustable simulated load device (ASLD) [22] (Fig. 1), registered in the Spanish Patent and Trademark Office on 21th September 2011 (number of application P201131522). This device allows, with the patient supine on a conventional CT table, to maintain forced

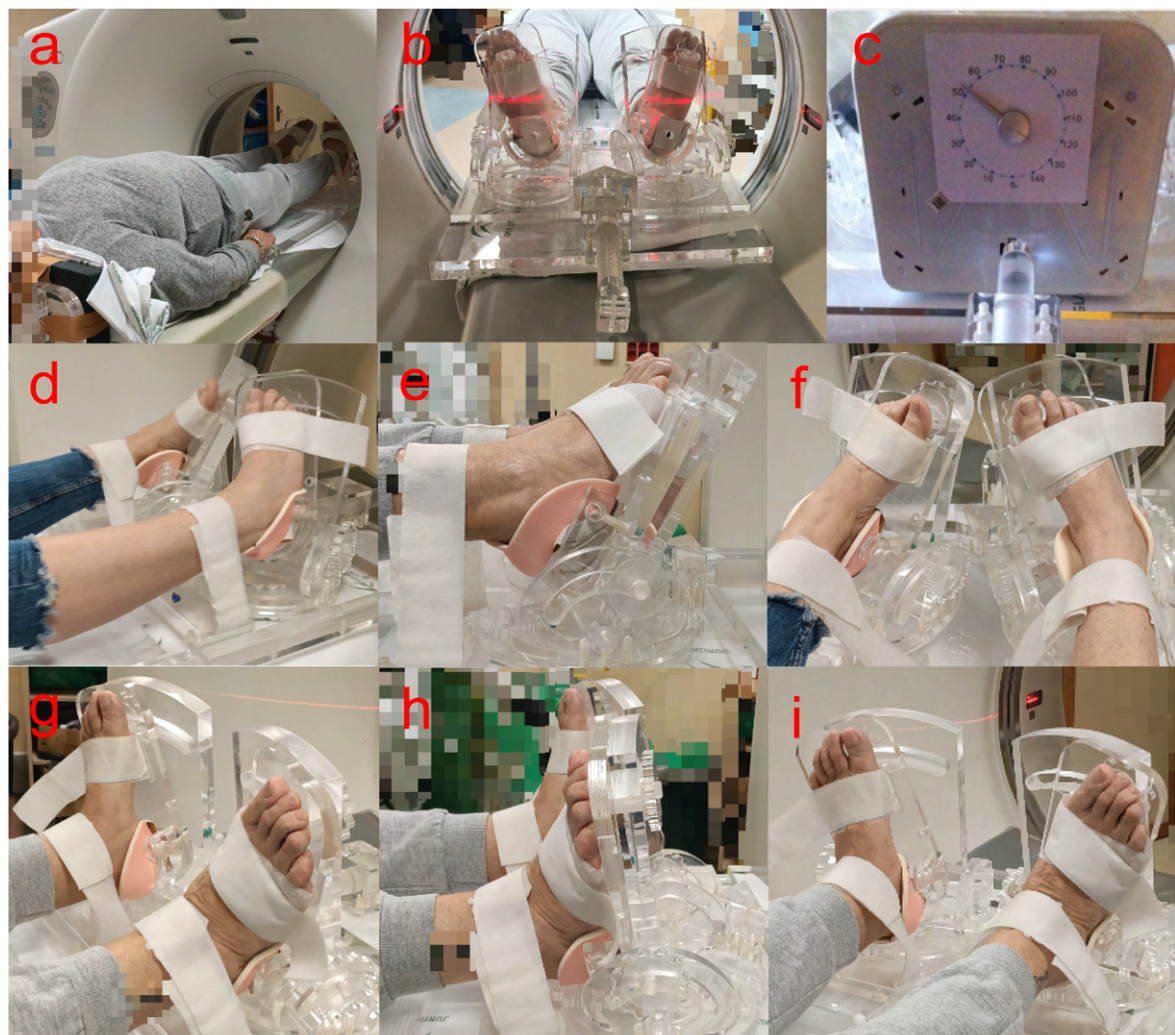


Fig. 1. Dynamic simulated load device (DSLD). The device is applied on a conventional CT table (a), a worm screw allows to apply axial load (b) controlled by a dynamometer (c). Feet in 30° of plantar flexion, 15° of inversion and 20° of external rotation (syndesmosis relaxed position) (d–f). Feet in 15° of dorsal flexion, 15° of eversion and 30° of external rotation (syndesmosis stress position) (g–i).

positions of both feet and ankles while applying, by worm screw, axial force in a controlled manner. In addition, using a goniometer and a dynamometer (Fig. 1), it allows replicating the stress position in each patient and adjusting the axial force to body weight, which in this study was set at 70% of the body weight of the patient, since this limit has shown equivalent effects to weight-bearing-CT [23]. Due to the potential stress to the ankle that this device can exert, volunteers were offered the possibility of having an anesthetic block of the joint in case of discomfort which was not required with any of the subjects. A LightSpeed16 With Xtream CT Scanner System (General Electrics medical systems, USA) was used with the acquisition parameters as follows: tube voltage: 120 kV; tube current: 3–10 mA, total radiation dose 720–790 mGy/cm; thickness cut: 0.63 mm; scan range: 52–77 mm. Thus, each patient underwent two CT tests with axial force on the same day, one in both feet with 30° of plantar flexion, 15° of inversion and 20° of internal rotation (syndesmosis relaxed position) and another with both feet with 15° of dorsal flexion, 15° of eversion and 30° of external rotation (syndesmosis stress position) (Fig. 1). These positions were chosen based on previous biomechanical studies in order to force the tibiofibular syndesmosis without reaching the limit of injury [24]. Axial images of the ankle joint were acquired.

2.3. Distal tibiofibular measurements

The VUE PACS software, Version 12.0.0.0700 (© Carestream Health) was used. After selecting the bone window to perform the measurements, the slices were standardized by adjusting the rotation of ankle until, on an axial image located at the level of the tibial plafond, the anterior edge of the lateral malleolus was parallel to the anterior edge of medial malleolus (Fig. 2). Subsequently, to obtain images completely parallel to the tibial plafond, the axes were adjusted in the coronal and the sagittal plane. Measurements were made at 1 cm from the distal tibial articular surface, as at this level fibular incisura is better defined [25,26]. This is the cutoff level used in most studies to measure tibiofibular syndesmosis on axial images, so this study provides measurements that are comparable to other studies [8,27–30].

An orthopedic surgeon and a radiologist carried out the measurements to assess the inter-observer reproducibility of the method. Thus, in each forced position of both ankles, the following were measured: syndesmotomic area (SA), fibular rotation (FR), fibular position in the sagittal plane (FPS), incisura depth (ID) and direct anterior difference (ADD), middle (MDD) and posterior (PDD) (Fig. 2).

2.4. Statistic analysis

After performing these measurements bilaterally in relaxed position (inversion, internal rotation and plantar flexion) and stress position (eversion, external rotation and dorsal flexion), differences in each variable between the stress and the relaxed position were calculated for each ankle. These differences were compared with those shown in the contralateral ankle.

In addition, differences between both ankles in the same position were calculated.

Shapiro–Wilks test was used for the normality analysis and student's t test for a sample was used for inference. For the difference between sexes, we used Student's t test for independent samples to analyze normal variables and the Mann–Whitney U test to analyze non-parametric variables. A P value <0.05 was considered significant. To analyze the relationship between the variables and the age, the Spearman Rho correlation coefficient was used. We calculated the intraclass correlation coefficient (two-way random effects, absolute agreement, single rater/

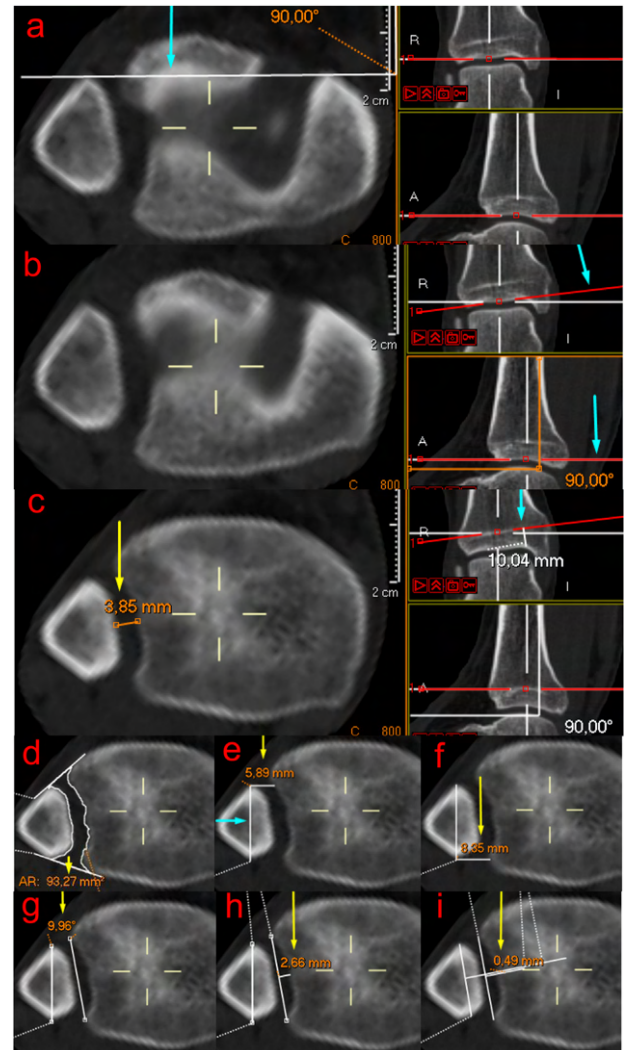


Fig. 2. Measurement methodology. Standardization (blue arrow): rotation adjustment (a), orientation of the axial cut parallel to the tibial plafond (b) and positioning 1 cm from the distal articular surface of the tibia (c). Measurements (yellow arrows): direct middle difference (MDD) (c), (distance separating the intermediate point of the incisura from the nearest fibular cortex); syndesmotomic area (SA) (d), (space delimited by two lines tangential to the anterior and posterior cortices of the tibia and fibula); direct anterior difference (ADD) (e) and direct posterior difference (PDD) (f), (distance that separates, perpendicular to the fibular orientation line, the most anterior or posterior point of the fibula from the tibial cortex), the fibular orientation line joins the most anterior and posterior point of the fibula (blue arrow); fibular rotation (FR) (g), (angle between the fibular orientation line and the line joining the anterior and posterior edge of the incisure), the angle was considered positive when the fibula was internally rotated with respect to the incisure; incisura depth (ID) (h), (distance from the tibial cortex at the midpoint of the incisure to the line that joins the most anterior point with the most posterior point of the incisure); fibular position in the sagittal plane (FPS) (i), (difference between the midpoint of the incisura length and the midpoint of the fibular longitude line, the latter represented as a line from the most anterior point of the fibula and parallel to the length of the incisure) (27), the position was considered positive when the fibula was anterior with respect to the tibia. (For interpretation of the references to colour in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article).

measurement) to estimate the interobserver reliabilities for the continuous variables [31].

The summary statistics are presented in Figs. 3 and 4 as box plot (median, upper and lower quartile and range) and in Figs. 5 and 6 as the mean and 95% confidence intervals (CI). Statistical analysis

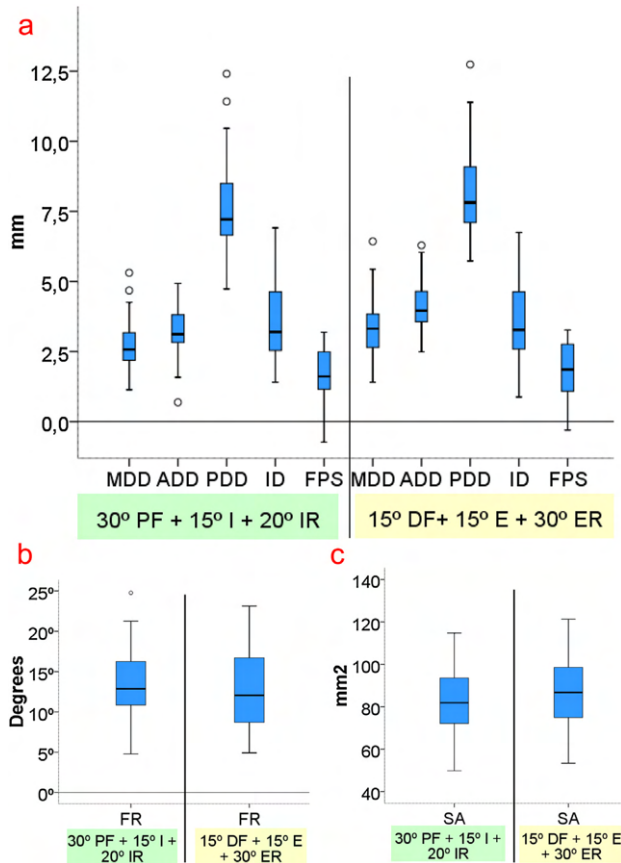


Fig. 3. Measured values of 30 ankles in 15 healthy subjects expressed by median and interquartile range. Millimeters measurements (a): direct middle difference (MDD), direct anterior difference (ADD), direct posterior difference (PDD), incisura depth (ID), fibular position in the sagittal plane (FPS). Plantar flexion (PF), inversion (I), internal rotation (IR), dorsal flexion (DR), eversion (E), external rotation (ER). Degrees measurement (b): fibular rotation (FR). Square millimetre measurements (c): syndesmotomic area (SA).

was performed using SPSS Statistics for Windows, version 26.0 (Released 2019; IBM, Armonk, NY).

3. Results

3.1. Sex and age

No statistically significant differences were found in any variable when analyzing sex. No correlations were found between age and other variables.

3.2. Interobserver reliability

Intraclass correlation coefficient (two-way random effects, absolute agreement, single rater/measurement) was 0.990 [95% CI = 0.972, 0.997]. Statistical significance with respect to zero was $p < 0.001$. It showed excellent reliability [31].

3.3. Measurement values

Wide interindividual variability was observed in all variables (Fig. 3). All patients showed a positive angle of fibular rotation (FR), therefore, although this angle acquired a wide range of values both in stress (median = 12.07, [IQR = 8.64, 16.84]) and in relaxed position (12.86 [10.76, 16.3]), fibula was always kept in internal

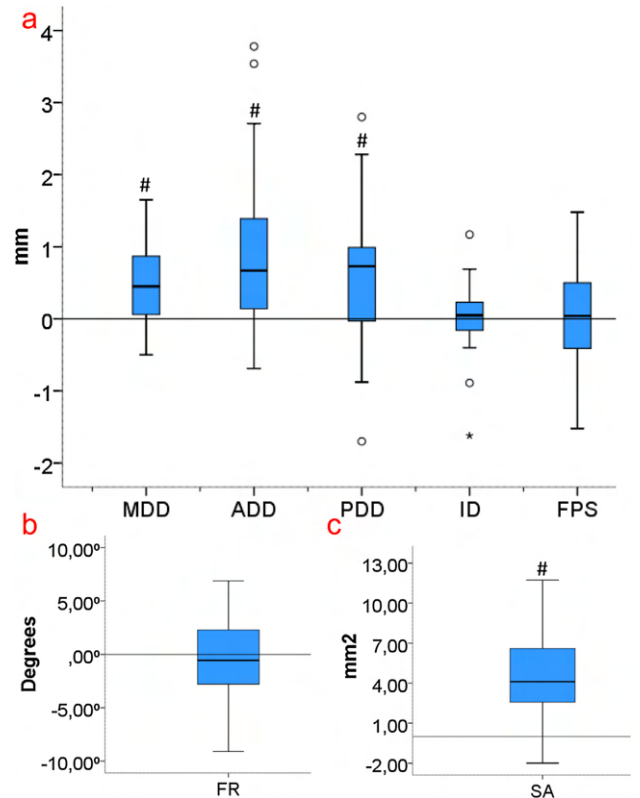


Fig. 4. Differences between the stress and the relaxed position of syndesmosis expressed by median and interquartile range. Millimeters measurements (a): direct middle difference (MDD), direct anterior difference (ADD), direct posterior difference (PDD), incisura depth (ID), fibular position in the sagittal plane (FPS). Degrees measurement (b): fibular rotation (FR). Square millimetre measurements (c): syndesmotomic area (SA). #: statistically significant differences.

rotation with respect to the incisura. Most of the patients showed a positive FPS measurement both in stress (1.86 [1, 2.78]) and in relaxed positions (1.61 [1.13, 2.51]), so almost all patients retained, regardless of foot position, the anterior relationship of the fibula to the incisura.

3.4. Stress-relaxed differences

When the ankle was moved from the relaxed to the stressed position of the syndesmosis, there was an increase of the MDD (median = 0.45, [IQR = 0.05, 0.9]), ADD (0.67 [0.14, 0.67]), PDD (0.73 [-0.05, 0.73]) and SA (4.12 [2.42, 6.63]), which showed statistically significant differences: SA ($p < 0.001$), MDD ($p < 0.001$), ADD ($p < 0.001$), PDD ($p < 0.002$) (student's t for a sample) (Fig. 4). The fibula rotated externally (-0.56 [-2.83, 2.35]) and moved posteriorly (0.04 [-0.45, 0.53]) but did not show statistically significant differences. The incisura depth, as expected, was barely unchanged (0.05 [-0.16, 0.24]), with no statistically significant differences.

3.5. Stress-relaxed differences between right and left

We compared, in all variables, the difference between the stress position and the relaxed position in the right ankle with respect to the left ankle (Fig. 5). This comparison followed a normal distribution in all variables (Shapiro-Wilk test). The 95% confidence intervals were calculated: SA (-0.14, SD = 4.33 [95% CI = -2.53, 2.26]), FR (0.3, 4.27 [-2.07, 2.67]), FPS (-0.08, 1.11 [-0.7, 0.53]), ID (-0.1, 0.72 [-0.5, 0.3]), ADD (-0.42, 1.08 [-1.02, 0.18]), MDD (0.29, 0.54 [-0.01, 0.59]), PDD (-0.1, 1.42 [-0.89, 0.68]). No

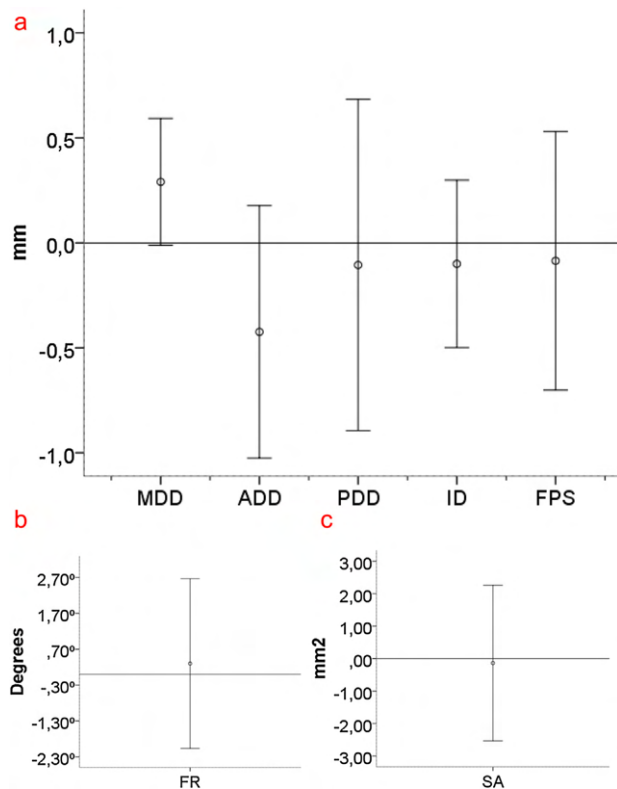


Fig. 5. Differences between the stress and the relaxed position of syndesmosis in right ankle with respect to left ankle, expressed by mean and 95% CI. Millimeters measurements (a): direct middle difference (MDD), direct anterior difference (ADD), direct posterior difference (PDD), incisure depth (ID), fibular position in the sagittal plane (FPS). Degrees measurement (b): fibular rotation (FR). Square millimetre measurements (c): syndesmosis area (SA).

statistically significant differences were found at any variable (Student's t-test for a sample).

3.6. Right-left anatomical variability

Differences between the right and the left ankles in one position behaved as normal variables (Shapiro-Wilk test). Mean and 95% CI were calculated (Fig. 6). The width of the confidence intervals shows the existing intra-individual variability, however no statistically significant differences were found (Student's t-test for a sample).

4. Discussion

To date, this is the first "in vivo study" to analyze the use of conventional CT images of the uninjured tibiofibular syndesmosis combining axial force in forced foot positions involving flexion-extension, inversion-eversion and foot rotation. In recent years, studies using weight-bearing images have been published [32-34], but only few studies combine loading with forced ankle positions, and most have been performed in cadavers [35-38]. Obtaining images of the syndesmosis in different foot positions allows the evaluation of the distal tibiofibular joint when the tibiofibular ligaments are relaxed and when they are stretched. Differences in stress-relaxation measurements in reference to the contralateral side reflect the joint stability.

Only one previous study in population without ankle injury used a combination of body load and rotation to simulate stress conditions of the tibiofibular syndesmosis [39]. However, in this weight-bearing

CT study, the torsion force at the ankle was dependent on the will of the patient, so the stress exerted at the syndesmosis could vary among those examined [39]. The use of ASLD allowed to standardize the test and reproduce, in each subject, the position of stress as confirmed by the goniometer and the axial force (70% body weight) [23]. This eliminated the possibility that the measurements were affected by differences in joint stress in each individual and even between right and left sides in the same individual.

Furthermore, Lepojärvi et al. did not test flexion-extension or eversion-inversion of the foot [39]. Those components have been proven to be decisive to the injury mechanism of tibiofibular ligaments [24]. Regarding the measurements, in our research we have included the syndesmosis tibiofibular area, a variable that has been potentially useful in the diagnosis of syndesmosis instability [27,29]. We believe that the importance of this variable lies in the fact that, unlike the ADD, MDD, PDD, DI and FPS, the syndesmosis area is less susceptible to precision errors in the measurement. In our opinion, syndesmosis area involves larger magnitudes giving fewer chances of inaccuracies of the total measured variable. This may be the reason why syndesmosis area differences showed the least intra-individual variability (Fig. 5).

The results of this research indicated that, in patients without ankle injury, under load and stress conditions of the tibiofibular syndesmosis, there was wide interindividual variability in the measurements made on axial images of computed tomography (Fig. 3). In our opinion, body size and distal tibia and fibula anatomy differences between subjects could explain the observed interindividual variability. When we changed from the relaxed to the stress position of the syndesmosis, the variables that measure the distance between the tibia and the fibula (ADD, MDD, PDD and AS) increased with statistically significant differences and showed interindividual variability too (Fig. 4). The fibula externally rotated and moved posteriorly, but without statistically significant differences. As expected, ID remained as the variable with the least variability within the same ankle, since it measures the depth of the incisura, describing an anatomic characteristic of the tibia that should not be influenced by foot position.

Intraindividual kinematic variability were subtle and statistically insignificant when comparing the differences between both positions in one ankle with the contralateral one (Fig. 5). These results, consistent with previous studies [39], reinforce the need for bilateral CT to compare the injured to the healthy ankle.

In addition, we did not find statistically significant differences between the measurements collected in the same position on both ankles (Fig. 6).

In an ankle without syndesmosis injury we assume a stable tibiofibular joint and similar ligamentous laxity in both ankles. Subsequently, stress application to the syndesmosis should cause equivalent changes in both ankles. This is supported by the fact that, in our study, when we have applied axial force and stress on an ankle there was a change in the measurements recorded (Fig. 4), however, it was very similar in both ankles (Fig. 5). This fact leads us to hypothesize that in a patient with altered tibiofibular ligaments, who presents with syndesmosis instability, axial force and stress application to the injured ankle could lead to differences in measurements between the healthy and the injured ankle. Therefore, this methodology could have clinical applicability in the diagnosis of tibiofibular syndesmosis instability after high sprain or ankle fracture, where more studies are required to prove it.

Although the standing position could more accurately represent the physiological load than an axial force transmitted by a platform, the ASLD allows to reproduce foot position inter and intra-subject, eliminating the differences in measurements that may be due to variations in foot position and therefore in stress on the tibiofibular ligaments. Furthermore, not all Foot Ankle Units on the world can access to the modern weight bearing CT-SCAN. This

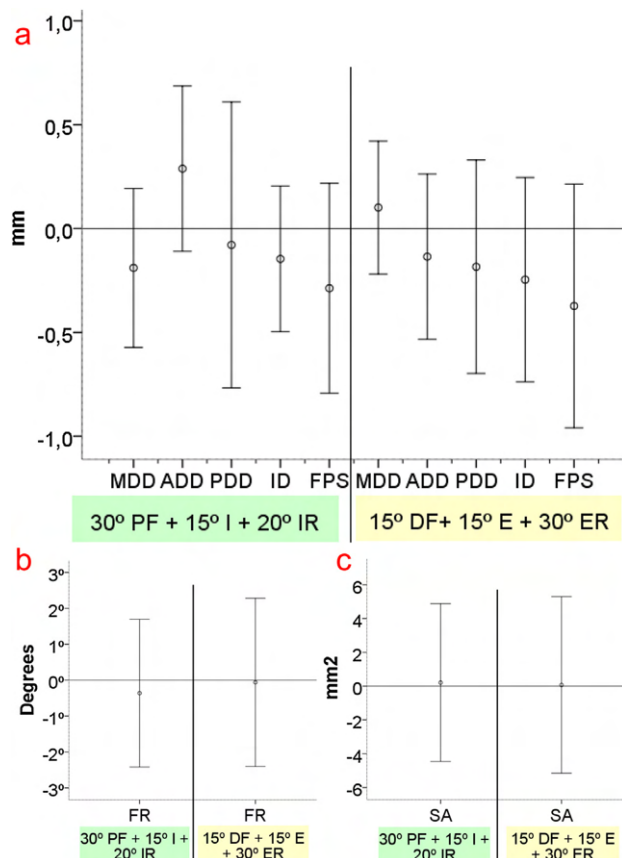


Fig. 6. Differences between both ankle in the same position expressed by mean and 95% CI. Millimeters measurements (a): direct middle difference (MDD), direct anterior difference (ADD), direct posterior difference (PDD), incisure depth (ID), fibular position in the sagittal plane (FPS). Plantar flexion (PF), inversion (I), internal rotation (IR), dorsal flexion (DR), eversion (E), external rotation (ER). Degrees measurement (b): fibular rotation (FR). Square millimetre measurements (c): syndesmosis area (SA).

method presented in this study has demonstrated reliable and we believe that is more accessible than weight-bearing CT [40–42]. In this sense, recent simulated load studies have demonstrated validity of the use of axial load using at least 70% of the patient's body weight [23].

We are aware that the study has limitations. First of all, 15 healthy volunteers were studied, although they constituted a varied group of sex and age, it was a small number of subjects. We used axial force although we are aware that standing position could more accurately represent the physiological load. Measurements were carried out manually using the VUE PACS software, Version 12.0.0.0700 (© Carestream Health). Although it offers a good image quality, requires a trained researcher to delimit the bone limits on the axial CT image. Manual measurement could lead to errors of hundredths of a mm, which in variables based on small lengths, could slightly artifact the result.

As we mentioned earlier, more studies are needed to prove clinical applicability in the diagnosis of tibiofibular syndesmosis instability. The combination of 3D technology [43] and the ASLD for syndesmosis assessment could be the subject of future research.

5. Conclusions

Wide interindividual variability was observed in all syndesmosis measurements, but no statistically significant differences

were found when one ankle was compared to the contralateral side. Measuring syndesmosis alignment parameters, may only be of value, if those are compared to the contralateral ankle.

Funding sources

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Conflict of interest

The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

Acknowledgements

We appreciate the participation of:

References

- [1] Burns WC, Prakash K, Adelaar R, Beaudoin A, Krause W. Tibiotalar joint dynamics: indications for the syndesmosis screw — a cadaver study. *Foot Ankle* 1993;14:153–8, doi:<http://dx.doi.org/10.1177/107110079301400308>.
- [2] Hunt KJ, Goeb Y, Behn AW, Criswell B, Chou L. Ankle joint contact loads and displacement with progressive syndesmosis injury. *Foot Ankle Int* 2015;36:1095–103, doi:<http://dx.doi.org/10.1177/1071100715583456>.
- [3] McKinley TO, Tochigi Y, Rudert MJ, Brown TD. Instability-associated changes in contact stress and contact stress rates near a step-off incongruity. *J Bone Jt Surg A* 2008;90:375–83, doi:<http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.G.00127>.
- [4] Großterlinden LG, Hartel M, Yamamura J, Schoennagel B, Bürger N, Krause M, et al. Isolated syndesmosis injuries in acute ankle sprains: diagnostic significance of clinical examination and MRI. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2016;24:1180–6, doi:<http://dx.doi.org/10.1007/s00167-015-3604-x>.
- [5] Sman AD, Hiller CE, Rae K, Linklater J, Black DA, Nicholson LL, et al. Diagnostic accuracy of clinical tests for ankle syndesmosis injury. *Br J Sports Med* 2015;49:323–9, doi:<http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2013-092787>.
- [6] Sman AD, Hiller CE, Refshauge KM. Diagnostic accuracy of clinical tests for diagnosis of ankle syndesmosis injury: a systematic review. *Br J Sports Med* 2013;47:620–8, doi:<http://dx.doi.org/10.1136/bjsports-2012-091702>.
- [7] Bhimani R, Ashkani-Esfahani S, Lubberts B, Guss D, Hagemeyer NC, Waryasz G, et al. Utility of volumetric measurement via weight-bearing computed tomography scan to diagnose syndesmosis instability. *Foot Ankle Int* 2020;41:859–65, doi:<http://dx.doi.org/10.1177/1071100720917682>.
- [8] del Rio A, Bewsher SM, Roshan-Zamir S, Tate J, Eden M, Gotmaker R, et al. Weightbearing cone-beam computed tomography of acute ankle syndesmosis injuries. *J Foot Ankle Surg* 2020;59:258–63, doi:<http://dx.doi.org/10.1053/j.fjas.2019.02.005>.
- [9] Osgood GM, Shakoob D, Orapin J, Qin J, Khodarahmi I, Thawait GK, et al. Reliability of distal tibio-fibular syndesmosis instability measurements using weightbearing and non-weightbearing cone-beam CT. *Foot Ankle Surg* 2019;25:771–81, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.fas.2018.10.003>.
- [10] Hagemeyer NC, Saengsin J, Chang SH, Waryasz GR, Kerkhoffs GMMJ, Guss D, et al. Diagnosing syndesmosis instability with dynamic ultrasound — establishing the natural variations in normal motion. *Injury* 2020;51:2703–9, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.injury.2020.07.060>.
- [11] Lubberts B, Guss D, Vopat BG, Johnson AH, van Dijk CN, Lee H, et al. The arthroscopic syndesmosis assessment tool can differentiate between stable and unstable ankle syndesmoses. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2020;28:193–201, doi:<http://dx.doi.org/10.1007/s00167-018-5229-3>.
- [12] Lubberts B, Massri-Pugin J, Guss D, Wolf JC, Bhimani R, Waryasz GR, et al. Arthroscopic assessment of syndesmosis instability in the sagittal plane in a cadaveric model. *Foot Ankle Int* 2020;41:237–43, doi:<http://dx.doi.org/10.1177/1071100719879673>.
- [13] Feller R, Borenstein T, Fantry AJ, Kellum RB, Machan JT, Nickisch F, et al. Arthroscopic quantification of syndesmosis instability in a cadaveric model. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg* 2017;33:436–44, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.arthro.2016.11.008>.
- [14] Gosselin-Papadopoulos N, Hébert-Davies J, Laflamme GY, Ménard J, Leduc S, Nault ML. A new and more sensitive view for the detection of syndesmosis instability. *J Orthop Trauma* 2019;33:455–9, doi:<http://dx.doi.org/10.1097/BOT.0000000000001495>.
- [15] Miyamoto W, Takao M. Management of chronic disruption of the distal tibiofibular syndesmosis. *World J Orthop* 2011;2:, doi:<http://dx.doi.org/10.5312/wjo.v2.i1.1>.
- [16] Becciolini M, Bonacchi G, Stella SM, Galletti S, Ricci V. High ankle sprain: sonographic demonstration of a posterior inferior tibiofibular ligament avulsion. *J Ultrasound* 2020;1–3, doi:<http://dx.doi.org/10.1007/s40477-020-00455-w>.

- [17] Baltés TPA, Arnáiz J, Geertsema L, Geertsema C, D'Hooghe P, Kerkhoffs GMMJ, et al. Diagnostic value of ultrasonography in acute lateral and syndesmotric ligamentous ankle injuries. *Eur Radiol* 2021;31(4):2610–20, doi:<http://dx.doi.org/10.1007/s00330-020-07305-7>.
- [18] Fisher CL, Rabbani T, Johnson K, Reeves R, Wood A. Diagnostic capability of dynamic ultrasound evaluation of supination-external rotation ankle injuries: a cadaveric study. *BMC Musculoskelet Disord* 2019;20:502, doi:<http://dx.doi.org/10.1186/s12891-019-2899-z>.
- [19] Beumer A, Van Hemert WLW, Niesing R, Entius CAC, Ginai AZ, Mulder PGH, et al. Radiographic measurement of the distal tibiofibular syndesmosis has limited use. *Clin Orthop Relat Res* 2004;227–34, doi:<http://dx.doi.org/10.1097/01.blo.0000129152.81015.ad>.
- [20] Krähenbühl N, Weinberg MW, Davidson NP, Mills MK, Hintermann B, Saltzman CL, et al. Imaging in syndesmotric injury: a systematic literature review. *Skeletal Radiol* 2017;27–30.
- [21] Bhimani R, Ashkani-Esfahani S, Lubberts B, Guss D, Hagemeyer N, Waryasz GR, et al. Using 3D volume measurements on weightbearing computed tomography scan to diagnose syndesmotric instability. *Foot Ankle Orthop* 2020;5:2473011420S0002, doi:<http://dx.doi.org/10.1177/2473011420s00024>.
- [22] Tejero García S, Lirola Criado J, Giráldez Sánchez M, Cano Luis P, Navarro Robles A, Carranza Bencano A. Análisis del síndrome Inestable-Doloroso de la articulación subastragalina mediante el sistema estrés dinámico BaroPodoTAC. *Rev Soc Andal Traumatol Ortop (Ed Impr)* 2013;30:10–8.
- [23] Kang DH, Kang C, Lee SB, Lee GS. Letter to the Editor on “The value of axial loading three dimensional (3D) CT as a substitute for full weightbearing (standing) 3D CT: comparison of reproducibility according to degree of load”. *Foot Ankle Surg* 2018;24:552, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.fas.2018.08.010>.
- [24] Wei F, Post JM, Braman JE, Meyer EG, Powell JW, Haut RC. Eversion during external rotation of the human cadaver foot produces high ankle sprains. *J Orthop Res* 2012;30:1423–9, doi:<http://dx.doi.org/10.1002/jor.22085>.
- [25] Lepojärvi S, Pakarinen H, Savola O, Haapea M, Sequeiros RB, Niinimäki J. Posterior translation of the fibula may indicate malreduction: CT study of normal variation in uninjured ankles. *J Orthop Trauma* 2014;28:205–9, doi:<http://dx.doi.org/10.1097/BOT.0b013e3182a59b3c>.
- [26] Davidovitch RI, Weil Y, Karia R, Forman J, Looze C, Liebergall M, et al. Intraoperative syndesmotric reduction. *J Bone Jt Surg* 2013;95:1838–43, doi:<http://dx.doi.org/10.2106/jbjs.l.00382>.
- [27] Malhotra G, Cameron J, Toolan BC. Diagnosing chronic diastasis of the syndesmosis: a novel measurement using computed tomography. *Foot Ankle Int* 2014;35:483–8, doi:<http://dx.doi.org/10.1177/1071100714523273>.
- [28] Warner SJ, Fabricant PD, Garner MR, Helfet DL, Lorch DG, Schottel PC. The measurement and clinical importance of syndesmotric reduction after operative fixation of rotational ankle fractures. *J Bone Jt Surg Am* 2014;97:1935–44, doi:<http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.O.00016>.
- [29] Hagemeyer NC, Chang SH, Abdelaziz ME, Casey JC, Waryasz GR, Guss D, et al. Range of normal and abnormal syndesmotric measurements using weightbearing CT. *Foot Ankle Int* 2019;40:1430–7, doi:<http://dx.doi.org/10.1177/1071100719866831>.
- [30] Shakoor D, Osgood GM, Brehler M, Zbijewski WB, de Cesar Netto C, Shafiq B, et al. Cone-beam CT measurements of distal tibio-fibular syndesmosis in asymptomatic uninjured ankles: does weight-bearing matter? *Skeletal Radiol* 2019;48:583–94, doi:<http://dx.doi.org/10.1007/s00256-018-3074-6>.
- [31] Koo TK, Li MY. A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *J Chiropr Med* 2016;15:155–63, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>.
- [32] Patel S, Malhotra K, Cullen NP, Singh D, Goldberg AJ, Welck MJ. Defining reference values for the normal tibiofibular syndesmosis in adults using weight-bearing CT. *Bone Joint J* 2019;101-B:348–52, doi:<http://dx.doi.org/10.1302/0301-620x.101b3.bjj-2018-0829.r1>.
- [33] Malhotra K, Welck M, Cullen N, Singh D, Goldberg AJ. The effects of weight bearing on the distal tibiofibular syndesmosis: a study comparing weight bearing-CT with conventional CT. *Foot Ankle Surg* 2019;25:511–6, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.fas.2018.03.006>.
- [34] Auch E, Barbachan Mansur NS, Alexandre Alves T, Cychosz C, Lintz F, Godoy-Santos AL, et al. Distal tibiofibular syndesmotric widening in progressive collapsing foot deformity. *Foot Ankle Int* 2021;42(6):768–75, doi:<http://dx.doi.org/10.1177/1071100720982907>.
- [35] Hagen JE, Rausch S, Simons P, Richards RG, Lenz M, Knoke M, et al. Computed tomography analysis for quantification of displacement of the distal fibula in different foot positions with weightbearing and sequentially increased instability: an anatomic cadaveric study on syndesmosis. *J Foot Ankle Surg* 2019;58:734–8, doi:<http://dx.doi.org/10.1053/j.jfas.2018.12.013>.
- [36] Burssens A, Krähenbühl N, Weinberg MM, Lenz AL, Saltzman CL, Barg A. Comparison of external torque to axial loading in detecting 3-dimensional displacement of syndesmotric ankle injuries. *Foot Ankle Int* 2020;41:1256–68, doi:<http://dx.doi.org/10.1177/1071100720936596>.
- [37] Krähenbühl N, Bailey TL, Presson AP, Allen CMC, Henninger HB, Saltzman CL, et al. Torque application helps to diagnose incomplete syndesmotric injuries using weight-bearing computed tomography images. *Skeletal Radiol* 2019;48:1367–76, doi:<http://dx.doi.org/10.1007/s00256-019-3155-1>.
- [38] Krähenbühl N, Bailey TL, Weinberg MW, Davidson NP, Hintermann B, Presson AP, et al. Impact of torque on assessment of syndesmotric injuries using weightbearing computed tomography scans. *Foot Ankle Int* 2019;40:710–9, doi:<http://dx.doi.org/10.1177/1071100719829720>.
- [39] Lepojärvi S, Niinimäki J, Pakarinen H, Leskelä HV. Rotational dynamics of the normal distal tibiofibular joint with weight-bearing computed tomography. *Foot Ankle Int* 2016;37:627–35, doi:<http://dx.doi.org/10.1177/1071100716634757>.
- [40] Richter M, Seidl B, Zech S, Hahn S. PedCAT for 3D-imaging in standing position allows for more accurate bone position (angle) measurement than radiographs or CT. *Foot Ankle Surg* 2014;20:201–7, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.fas.2014.04.004>.
- [41] Lintz F, Netto C de C, Barg A, Burssens A, Richter M. Weight-bearing cone beam CT scans in the foot and ankle. *EFORT Open Rev* 2018;3:278–86, doi:<http://dx.doi.org/10.1302/2058-5241.3.170066>.
- [42] Barg A, Bailey T, Richter M, de Cesar Netto C, Lintz F, Burssens A, et al. Weightbearing computed tomography of the foot and ankle: emerging technology topical review. *Foot Ankle Int* 2018;39:376–86, doi:<http://dx.doi.org/10.1177/1071100717740330>.
- [43] Burssens A, Vermue H, Barg A, Krähenbühl N, Victor J, Buedts K. Templating of syndesmotric ankle lesions by use of 3D analysis in weightbearing and nonweightbearing CT. *Foot Ankle Int* 2018;39:1487–96, doi:<http://dx.doi.org/10.1177/1071100718791834>.

Inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea: diagnóstico mediante TAC con carga axial y posiciones forzadas del pie

Subtle tibiofibular syndesmotic instability: diagnosis by CT with axial load and forced foot positions

Chans-Veres, Juan^a
García-Guirao, Antonio^a
Tejero García, Sergio^{a,b}

^a Hospital Universitario Virgen del Rocío (Sevilla, España)

^b Profesor Asociado Universidad de Sevilla

juanchansveres@msn.com

Rev. S. And. Traum. y Ort., 2022; 39 (1/4): 38-41

Recepción: 30/12/2021. Aceptación: 28/03/2022

Resumen

Objetivo

Probar un método diagnóstico objetivo, fiable y reproducible que permita detectar la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea.

Material y métodos

Se presenta el caso de un paciente con dolor recurrente sobre la articulación tibioperonea tras un esguince de tobillo. Ante la sospecha de lesión de los ligamentos tibioperoneos se realizó un TAC con carga axial y posiciones forzadas de ambos pies.

Resultados

La diferencia en el área del espacio tibioperoneo entre la posición de relajación y la posición

Abstract

Objective

To test an objective, reliable and reproducible diagnostic method to detect subtle tibiofibular syndesmosis instability.

Material and methods

A case with recurrent pain over tibiofibular joint after an ankle sprain is presented. It was suspected injury to the tibiofibular ligaments so a CT with axial load and forced foot positions was done.

Results

Difference in tibiofibular space area between the syndesmosis relaxed position and the tension position in the uninjured ankle was 5.79 mm²,

de tensión de la sindesmosis en el tobillo sano fue de 5,79 mm², mientras que en el tobillo lesionado fue de 22,58 mm².

Conclusión

El TAC con carga axial y posiciones forzadas de ambos pies puede ser útil para el diagnóstico de la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea.

Palabras clave: sindesmosis, articulación tibioperonea distal, carga peso simulada, tobillo.

while in the injured ankle it was 22.58 mm².

Conclusion

CT with axial load and forced foot positions can be useful for the diagnosis of subtle tibiofibular syndesmosis instability.

Keywords: syndesmosis, distal tibiofibular joint, simulated weight-bearing, ankle.

Introducción

Los esguinces altos de tobillo o esguinces de la sindesmosis representan en torno al 6% de todos los esguinces de tobillo¹. La lesión de los ligamentos tibioperoneos, de manera aislada o asociada a fractura, puede generar inestabilidad de la sindesmosis si no se trata de manera adecuada². La inestabilidad de la articulación tibioperonea distal puede provocar artrosis tibiotalar³. En la actualidad, carecemos de un método diagnóstico objetivo, fiable y reproducible que permita detectar la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea⁴. Las radiografías en carga son poco fiables⁵, la artroscopia es un método invasivo, la ecografía es operador dependiente y la resonancia magnética es una prueba estática⁶. Se presenta un caso en el que, para detectar el movimiento anormal o excesivo del peroné en la mortaja tibioperonea lesionada, se empleó un TAC convencional y un dispositivo de carga simulada ajustable⁷.

Caso clínico

Un varón de 18 años sufre una entorsis de tobillo izquierdo siendo diagnosticado en urgencias de esguince del complejo ligamentoso lateral del tobillo grado I. Se instauró protección con vendaje elástico, frío local, elevación, se permitió carga parcial según tolerancia al dolor y se dio de alta con seguimiento por su médico de cabecera. Al año, ante persistencia de dolor durante la marcha e

imposibilidad para realizar actividad deportiva, se deriva a consultas de traumatología. Se explora en la consulta, destacando dolor a la palpación directa sobre la sindesmosis tibioperonea y al realizar dorsiflexión y rotación externa del tobillo lesionado. Presenta además cajón anterior positivo y dolor en la maniobra de inversión forzada del tobillo. Se solicita RMN que informa de hipertrofia de ligamento tibioperoneo anterior, adelgazamiento de ligamento tibioperoneo posterior y rotura del ligamento peroneoastragalino anterior. Ante la sospecha de inestabilidad crónica de tobillo con afectación de la sindesmosis tibioperonea se solicita TC en carga y posiciones forzadas del pie.

Resultados

Se empleó el dispositivo de carga simulada ajustable⁷, registrado en la oficina de patentes y marcas registradas en España el 21 de Septiembre de 2011 (número de aplicación P201131522). Mediante este dispositivo se realizaron dos TCs bilaterales de tobillo para comparar el tobillo lesionado con el sano. Uno en posición de tensión de la sindesmosis, es decir, flexión dorsal, rotación externa y eversion⁸ y otro en posición de relajación: flexión plantar, rotación interna e inversión (Fig. 1). Se aplicó fuerza axial mediante un tornillo sin fin para simular la carga fisiológica del paciente y se midió el área en mm² en imágenes axiales del espacio tibioperoneo de ambos tobillos (Fig. 1).

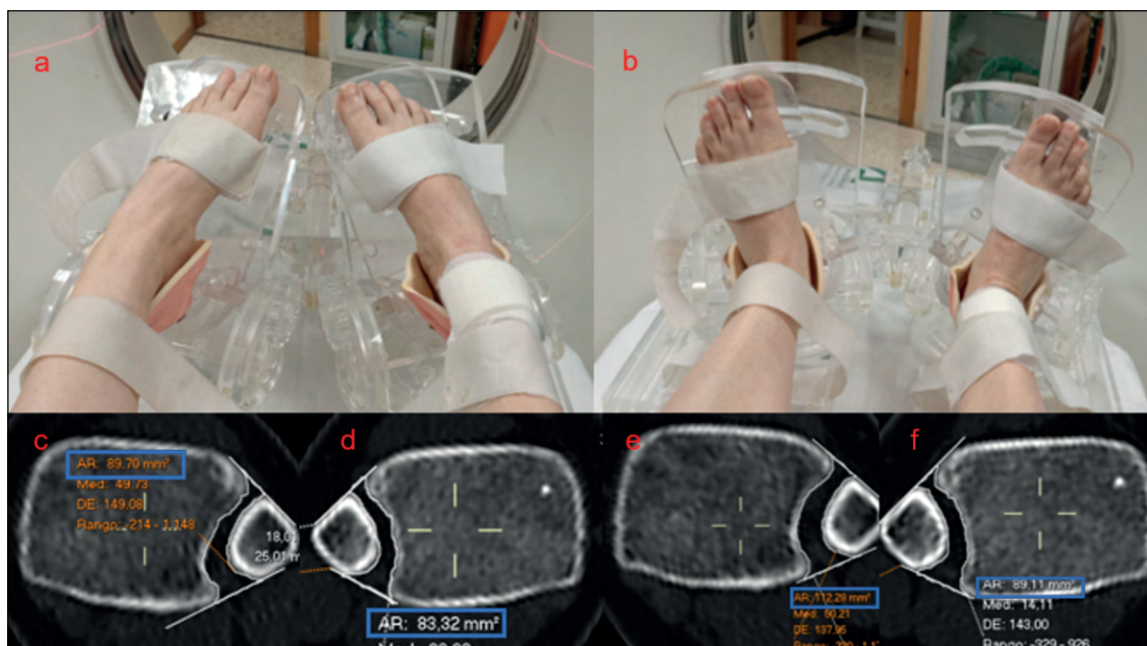


Figura 1. Dispositivo de carga simulada ajustable. Flexión plantar, rotación interna e inversión (a), flexión dorsal, rotación externa y eversion (b). Mediciones en mm² del área del espacio tibioperoneo (c-f).

La fiabilidad y reproducibilidad de estas mediciones fue probada en un estudio con pacientes sanos⁹. El resultado de dichas mediciones queda reflejado en la tabla 1.

	Tobillo sano	Tobillo lesionado
Posición relajación sindesmosis	83,32	89,70
Posición tensión sindesmosis	89,11	112,28

Tabla 1. Resultado en mm² de las mediciones del área del espacio tibioperoneo.

La diferencia en el área del espacio tibioperoneo entre la posición de relajación y la posición de tensión de la sindesmosis en el tobillo sano fue de 5,79 mm², mientras que en el tobillo lesionado fue de 22,58 mm².

Tras diagnosticar la inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea se intervino quirúrgicamente comenzando con una artroscopia de tobillo, resecano la sinovitis intraarticular en el espacio tibioperoneo y estabilizando la articulación tibioperonea distal mediante el sistema TightRope. Además se realizó reparación del ligamento peroneo-astragalino anterior y refuerzo con plastia retinacular.

Discusión

La lesión crónica de los ligamentos de la sindesmosis puede condicionar un movimiento anormal o excesivo del peroné en la mortaja tibioperonea. Este movimiento anormal provoca, durante la transmisión de cargas, un cambio de presiones sobre la cúpula astragalina que puede originar artrosis de tobillo³. El objetivo de una prueba diagnóstica de la inestabilidad sutil de la sindesmosis debe ser, por lo tanto, detectar el movimiento anormal o excesivo del peroné en la mortaja tibioperonea.

La RMN es una prueba estática, permite detectar alteraciones morfológicas de los ligamentos pero no informa de la funcionalidad de los mismos. En el caso que se presenta, la RMN describe hipertrofia de ligamento tibioperoneo anterior y adelgazamiento del ligamento tibioperoneo posterior pero carecemos de información respecto a la capacidad de dichos ligamentos para controlar el movimiento del peroné, es decir, para mantener la estabilidad de la articulación.

Es por ello que, para evaluar la estabilidad de la sindesmosis, se hace necesaria una prueba dinámica. El objetivo del método que se presenta ha sido comparar el movimiento del peroné en la mortaja lesionada con el movimiento del peroné en el tobillo contralateral sano, el cual sirve como control. Para ello, se midió el área del espacio tibioperoneo de ambos tobillos sometidos a carga, en posición de tensión de la sindesmosis y en posición de relajación. La hipótesis de trabajo fue que si ambos tobillos presentaban estabilidad de la sindesmosis, el incremento en el área del espacio tibioperoneo al pasar de la posición de relajación a la posición de tensión sería similar en el tobillo lesionado respecto al tobillo sano. En el caso que se presenta, en el tobillo sano se incrementó el área en 5,79 mm², mientras que en el tobillo lesionado el incremento fue de 22,58 mm². Ante esta diferencia, se consideró que existía inestabilidad de la sindesmosis tibioperonea y se optó por estabilización durante el acto quirúrgico.

Aunque las mediciones realizadas en este caso han sido validadas en un estudio con voluntarios sanos⁹, la utilidad de este método como prueba diagnóstica de la inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea precisa de más estudios que incluyan un grupo más grande de sujetos con sospecha de inestabilidad de la sindesmosis.

Agradecimientos:

Agradecemos la participación de:

Toñi Sánchez Sánchez, por colaborar en la realización de los TACs.

Fuentes de financiación:

Los autores declaran que no existe ningún conflicto de interés relacionado directa o indirectamente con el contenido del artículo

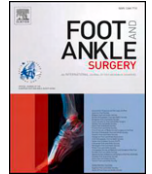
Bibliografía

- [1] Herzog MM, Kerr ZY, Marshall SW, Wikstrom EA. Epidemiology of ankle sprains and chronic ankle instability. *J Athl Train* 2019;54:603–10. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-447-17>.
- [2] Corte-Real N, Caetano J. Ankle and syndesmosis instability: consensus and controversies. *EFORT Open Rev* 2021;6:420–31. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.6.210017>.
- [3] Hunt KJ, Goeb Y, Behn AW, Criswell B, Chou L. Ankle Joint Contact Loads and Displacement with Progressive Syndesmotomotic Injury. *Foot Ankle Int* 2015;36:1095–103. <https://doi.org/10.1177/1071100715583456>.
- [4] Kellett JJ, Lovell GA, Eriksen DA, Sampson MJ. Diagnostic imaging of ankle syndesmosis injuries: A general review. *J Med Imaging Radiat Oncol* 2018;62:159–68. <https://doi.org/10.1111/1754-9485.12708>.
- [5] Anand Prakash DA. Syndesmotomotic stability: Is there a radiological normal?—A systematic review. *Foot Ankle Surg* 2018;24:174–84. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2017.02.004>.
- [6] Krähenbühl N, Weinberg MW, Davidson NP, Mills MK, Hintermann B, Saltzman CL, et al. Imaging in syndesmotomotic injury: a systematic literature review 2017:27–30. <https://doi.org/10.1007/s00256-017-2823-2>
- [7] Tejero S, Lirola JF, Giráldez MÁ, Cano P, Navarro A, Carranza A. Análisis del síndrome Inestable-Doloroso de la articulación subastragalina mediante el sistema estrés dinámico BaroPodoTAC 2013:10–8. <https://www.portalsato.es/documentos/revista/Revista13-1/Rev.%202013-1-02.pdf>
- [8] Wei F, Post JM, Braman JE, Meyer EG, Powell JW, Haut RC. Eversion during external rotation of the human cadaver foot produces high ankle sprains. *J Orthop Res* 2012;30:1423–9. <https://doi.org/10.1002/jor.22085>.
- [9] Chans-Vereas J, Vallejo-Márquez M, Galhoum AE, Tejero S. Analysis of the uninjured tibiofibular syndesmosis using conventional CT-imaging and axial force in different foot positions. *Foot Ankle Surg* 2021. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2021.07.014>.



Contents lists available at ScienceDirect

Foot and Ankle Surgery

journal homepage: www.journals.elsevier.com/foot-and-ankle-surgery

Diagnosis of subtle syndesmotic instability using conventional CT-imaging and axial force in different foot positions

Juan Chans-Veres ^{a,*,1,4}, Mercedes Vallejo ^a, Ahmed E. Galhoum ^{b,2}, Sergio Tejero ^{c,3}

^a University Hospital Virgen del Rocío, Seville, Spain

^b George Eliot Hospital, Nuneaton, UK

^c Head of Foot Ankle Unit University Hospital Virgen del Rocío, Seville, Spain

ARTICLE INFO

Article history:

Received 10 April 2022

Received in revised form 7 October 2022

Accepted 8 January 2023

Keywords:

Syndesmosis

Instability

Simulated weight-bearing

Ankle

ABSTRACT

Background: Currently, there is no available method that can objectively and reliably detect subtle instability of the distal tibiofibular joint. The purpose of this study is to diagnose, using computerized axial tomography and an adjustable simulated loading device, subtle instability of the tibiofibular syndesmosis. **Methods:** Fifteen healthy individuals and 15 patients with clinical suspicion of subtle instability of the tibiofibular syndesmosis (total 60 ankles) were studied using an adjustable simulated loading device (ASLD). This device allows to perform bilateral ankle CT scans in two forced foot and ankle positions (30° of plantar flexion, 15° of inversion, 20° of internal rotation and 15° of dorsal flexion, 15° of eversion, 30° of external rotation). Axial load was applied simultaneously in a controlled manner (70% body weight). Measurements on the axial image of computed tomography were: syndesmotic area (SA), fibular rotation (FR), position of the fibula in the sagittal plane (FPS), depth of the incisura (ID), anterior direct difference (ADD), middle direct difference (MDD) and posterior direct difference (PDD).

Results: Statistically significant differences were observed in the variable syndesmotic area between healthy (mean=-0.14, SD=4.33) and diseased (mean=16.82, SD=12.3)($p < 0.001$). No statistically significant differences were found in the variables ADD, MDD, PDD, ID, FPS and FR.

Conclusions: Measurement of syndesmotic area employing axial force and forced foot positions using the ASLD may be useful for the diagnosis of subtle tibiofibular syndesmosis instability.

© 2023 European Foot and Ankle Society. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

An isolated injury to the anteroinferior tibiofibular ligament can cause significant kinematic changes which is responsible for subtle patterns of instability [1]. Instability of the distal tibiofibular joint will eventually lead to tibiotalar osteoarthritis [2], and therefore, early diagnosis is necessary [3]. We lack a non-invasive diagnostic method that can objectively and reliably detect subtle instability of the tibiofibular syndesmosis[4,5].

MRI is one of the most commonly used diagnostic method[6,7]. However, it is a static test, it can detect morphological alterations of the ligaments but does not provide information on their functionality. It is able to diagnose ligament structural abnormalities, but not instability[8].

To detect abnormal movement of the fibula in the injured tibiofibular mortise, a dynamic test is necessary. Invasive methods, such as arthroscopy or direct visualization[9], are used when non-invasive methods are inconclusive[8]. Ultrasound is a promising method but requires a long learning curve[10–12]. Weight bearing CT (WBCT) has demonstrated higher accuracy than conventional WB X-ray and allows 2D, 3D and 4D measurements[13–17]. However, peak stress positions are difficult to measure in the bipedal position due to proprioceptive response and tendon contraction. In addition, not all hospitals have a WBCT available.

The aim of this study is to look for differences between patients with clinically suspected subtle instability of the tibiofibular syndesmosis and healthy patients, using conventional CT while applying

* Corresponding author.

E-mail addresses: juanchansveres@gmail.com (J. Chans-Veres), mervalledo@gmail.com (M. Vallejo), ahmed.galhoum@geh.nhs.uk (A.E. Galhoum), tejerogarciasergio@gmail.com (S. Tejero).

¹ ORCID: 0000-0003-3355-9495

² ORCID: 0000-0003-2520-4715

³ ORCID: 0000-0003-1621-9499

⁴ Postal address: Felipe II, no 17, floor 5, door 7, PC: 41013, Seville, Spain.

<https://doi.org/10.1016/j.fas.2023.01.004>

1268-7731/© 2023 European Foot and Ankle Society. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.

an adjustable simulated loading device, whose reliability was already proven in a study with healthy volunteers[13].

2. Methods

2.1. Population

The study was approved by the research ethics committee of the Virgen Macarena and Virgen del Rocío Hospitals (CEIC 1119-N-20). After estimating the necessary sample size with Epidat software Version 3.1 (epidemiological analysis from tabulated data, ©Xunta de Galicia), a group of 15 subjects with suspected subtle instability of the tibiofibular syndesmosis and a control group of 15 healthy volunteers were formed. Both groups presented comparable sex and age distribution (healthy subjects mean age 37.2, patients mean age 40.6 years). The case group included patients who met the three inclusion criteria: history of one or more ankle sprain (diagnosed as low ankle sprain at emergency room), persistent anterior ankle pain or instability during walking after low ankle sprain treatment (less than 2 weeks with non-weight-bearing immobilisation and physiotherapy) and a positive external-rotation test or squeeze test.

The exclusion criteria for the group of subjects with instability were: history of surgery or fracture in the foot or ankle, history of contralateral sprain, mental condition that hindered cooperation in the CT scan, allergy to local anesthetics or pregnancy. In addition, any volunteer with a history of ankle sprain was excluded from the control group. The time elapsed between the ankle sprain and the performance of the study ranged from 8 to 45 months (mean 20 months). After being informed about the research project, all participants signed the informed consent to participate in the study.

2.2. Imaging technique

A LightSpeed16 With Xtream CT Scanner System (General Electrics medical systems, USA) was used with acquisition parameters as follows: tube voltage: 120 kV; tube current: 3–10 mA, total radiation dose 720–790 mGy/cm; thickness cut: 0.63 mm; scan range: 52–77 mm. To reduce the radiation dose, the field of view was adjusted to the mortise. A device designed and manufactured between January 2010 and September 2011, the adjustable simulated load device (ASLD) [18](Fig. 1), registered in the Spanish Patent and Trademark Office on 21th September 2011 (number of application P201131522), was placed on the conventional CT table. This device can be applied on any conventional CT table and allows, by means of a helical screw, to apply axial force adjusted to the body weight by means of a scale, which in this study was set at 70% of the patient's body weight, since this is the limit that has shown equivalent effect to weight-bearing-CT [19].

The feet are fixed on movable platforms that allow flexion-extension, pronation-supination and rotation, all controlled by goniometer. Due to the potential stress that this device may exert on the ankles, study participants were offered the possibility of an anesthetic foot block in case of discomfort, which was only necessary in two patients in the injured group.

Thus, each patient underwent two CT tests with axial force on the same day, one in both feet with 30° of plantar flexion, 15° of inversion and 20° of internal rotation (syndesmosis relaxed position) and another with both feet with 15° of dorsal flexion, 15° of eversion and 30° of external rotation (syndesmosis stress position) (Fig. 1). These positions were chosen based on previous biomechanical studies in order to force the tibiofibular syndesmosis without reaching the limit of injury[20]. Axial images of the ankle joint were acquired.

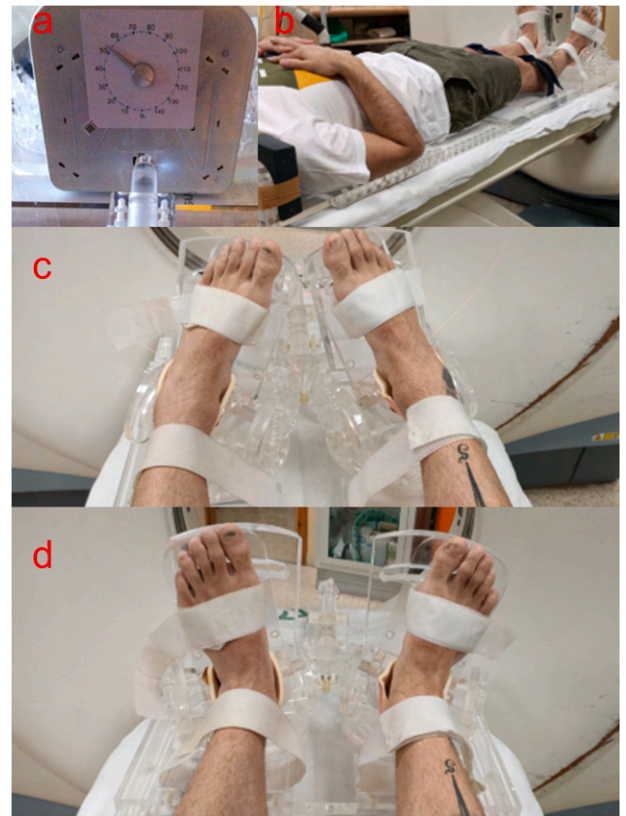


Fig. 1. Dynamic simulated load device (DSL). The device applies axial force through a worm screw in a controlled manner using a dynamometer (a). It can be placed on a conventional CT table (b) and allows to adjust the position of the feet: 30° of plantar flexion, 15° of inversion and 20° of internal rotation (syndesmosis relaxed position)(c); 15° of dorsal flexion, 15° of eversion and 30° of external rotation (syndesmosis stress position)(d).

2.3. Distal tibiofibular measurements

The VUE PACS software, Version 12.0.0.0700 (© Carestream Health) was used. Measurements were taken at 1 cm from the tibial plafond in axial images parallel to the distal articular surface of the tibia. This level is the level used in most CT studies [21–24].

An orthopaedic surgeon performed the measurements, whose interobserver reproducibility we have already tested in another study [13]. Thus, in each forced position of both ankles, the following were measured: syndesmotic area (SA), fibular rotation (FR), fibular position in the sagittal plane (FPS), incisura depth (ID) and direct anterior difference (ADD), middle (MDD) and posterior (PDD) (Fig. 2).

2.4. Statistic analysis

After taking the measurements, the differences between the stress and relaxation positions of the syndesmosis of the same ankle were calculated for each variable and compared with the contralateral ankle in healthy patients. In diseased patients, such a comparison was made between the injured ankle and the healthy ankle (Fig. 3). Subsequently, statistically significant differences between healthy and diseased patients were sought.

For normality analysis the Shapiro-Wilk test was used ($n < 30$ in each group), for statistical inference the Student's t-test for two independent samples was used. A value of $p < 0.05$ was considered significant. Their 95% confidence intervals (CI) were obtained. The Glass delta effect size was used, since it was previously proven

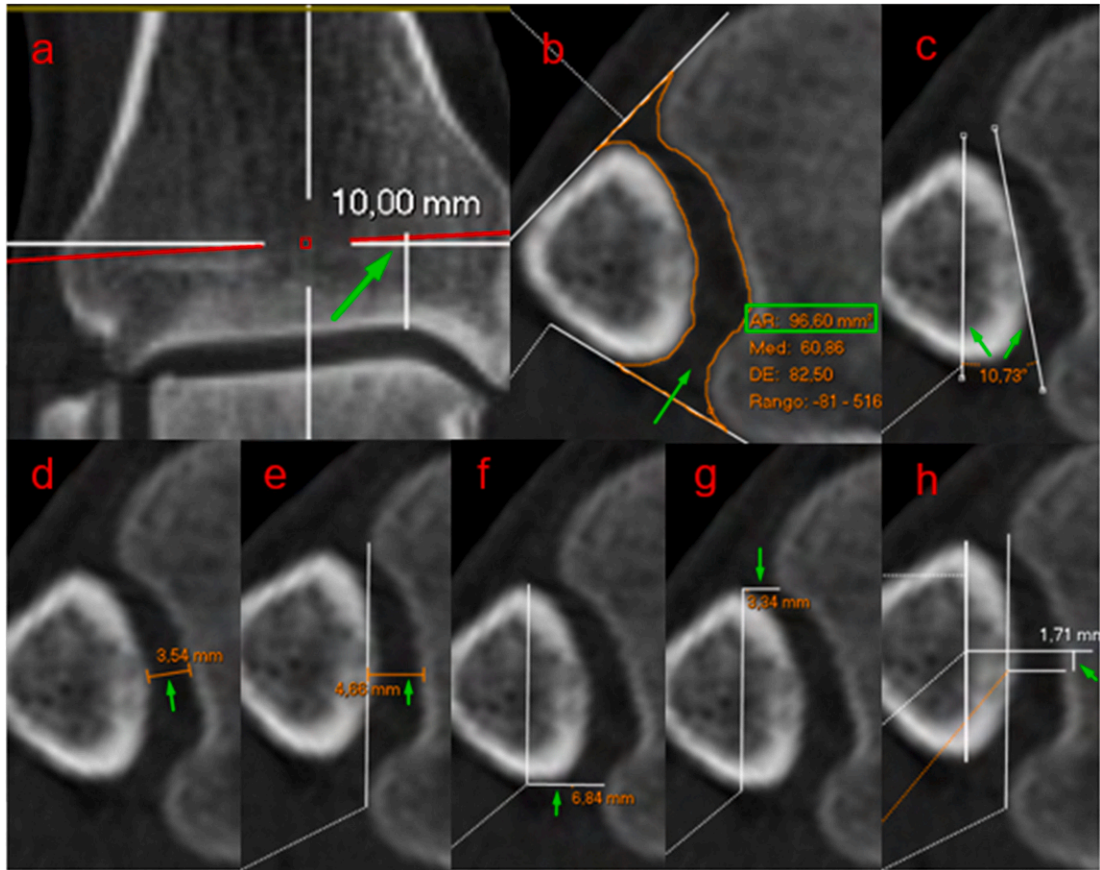


Fig. 2. Measurements are made in an axial slice parallel to the distal articular surface of the tibia and located 1 cm proximal to it (a). The measurements performed were: syndesmosis area (space delimited by two lines tangential to the anterior and posterior cortices of the tibia and fibula) (SA)(b), fibular rotation angle (FR)(c), direct middle difference (MDD)(d), incisure depth (ID)(e), direct posterior difference (PDD)(f), direct anterior distance (ADD)(g) and position of the fibula in the sagittal plane (FPS)(h).

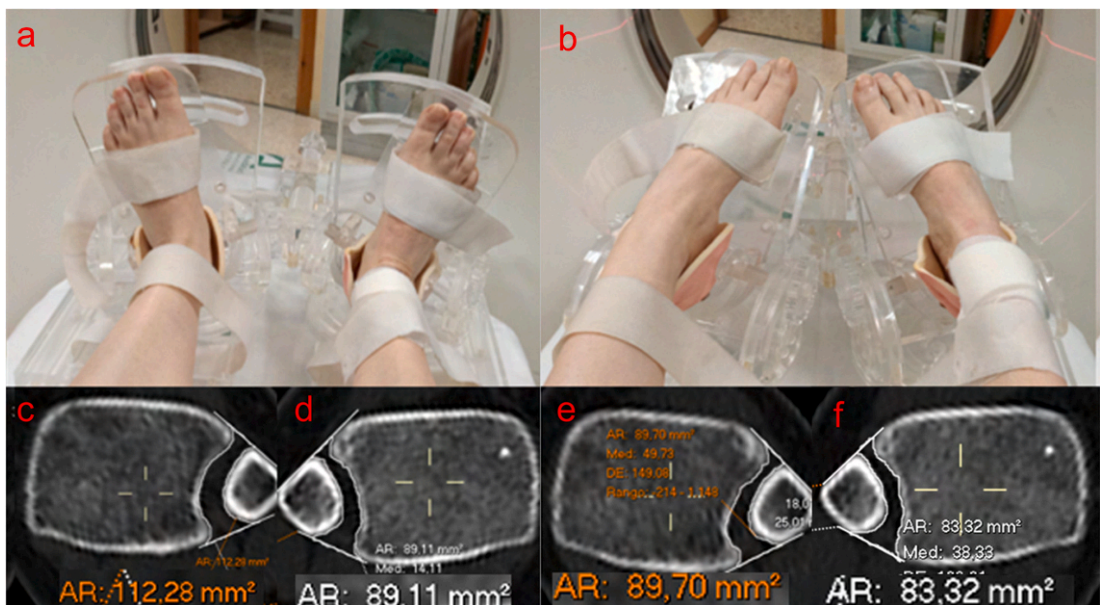


Fig. 3. Patient with clinical suspicion of tibiofibular syndesmosis instability in left ankle. Stress (a) and relaxation position (b) of the tibiofibular ligaments. Measurement of the syndesmosis area (c-f). Difference between the stress and relaxation position: injured ankle=112.28 mm²- 89.70 mm²=22.58 mm²; healthy ankle = 89.11 mm²-83.32 mm² = 5.79 mm². Difference between injured – healthy ankle = 22.58 mm² - 5.79 mm²= 16.79 mm².

Table 1

Differences between the stress and the relaxed position of syndesmosis in one ankle with respect to the contralateral one (right-left ankle in healthy patients, injured-uninjured ankle in diseased patients) expressed by mean, standard deviation and P value of the difference between healthy and diseased (t student for independent samples). Direct middle difference (MDD), direct anterior difference (ADD), direct posterior difference (PDD), incisure depth (ID), fibular position in the sagittal plane (FPS), fibular rotation (FR) and syndesmotic area (SA). * : statistically significant differences.

	Healthy volunteers	Injured patients	P value
	Mean (SD)		
MDD	0,29 (0,55)	0,29 (0,52)	0997
ADD	-0,42 (1,08)	0,27 (1,12)	0093
PDD	-0,11 (1,43)	0,03 (0,78)	0737
ID	-0,10 (0,72)	0,12 (0,56)	0356
FPS	-0,08 (1,11)	0,37 (0,77)	0207
FR	0,3 (4,27)	-0,28 (3,28)	0681
SA	-0,14 (4,33)	16,82 (12,30)	< 0001 *

through Levene's test that there was no equality of variances. Data analysis was performed with SPSS Statistics for Windows software, version 28.0 (Released 2021; IBM, Armonk, NY).

3. Results

All variables, in both groups, showed normality in the Shapiro-Wilk test. There were no statistically significant differences in the variables MDD, ADD, PDD, ID, FPS and FR when comparing healthy and diseased (Student's t for independent samples) (Table 1).

Statistically significant differences were observed between healthy and diseased for the syndesmotic area with $p < 0.001$ (Student's t for independent samples), the means being -0.14 for healthy and 16.82 for diseased (Table 1)(Fig. 4). These differences presented a large effect size (Glass delta), with 12.3 standard deviations of difference between the means of both groups.

4. Discussion

This is the first study to analyse patients with clinically suspected subtle tibiofibular syndesmosis instability by axial force CT and forced positions of both feet in addition to a comparison to a control group.

To date, no WBCT study in injured patients was published that employs forced positions of both feet to test the tibiofibular

ligaments under stress and in relaxation[25–28]. To diagnose syndesmosis instability, it is necessary to demonstrate abnormal or excessive movement of the fibula in the injured mortise. Measurements differences between stress and relaxation position of the syndesmosis is a way of objectifying the movement of the fibula, eliminating the influence of anatomy and attributing any change in the value of the variable to the functionality of the ligaments. The interindividual variability in tibiofibular mortise morphology and ligament elasticity makes it necessary to use the contralateral ankle as a control[13].

In a healthy subject, there are no statistically significant differences between the two ankles when moving from the syndesmosis stress position to the relaxation position (Table 1)[13]. However, in a subject with suspected syndesmosis instability (Fig. 4), the difference in syndesmotic area when moving from the stress to the relaxation position in an injured ankle are greater than the contralateral uninjured ankle (mean 16.82 mm² and SD 12.30) (Fig. 3). The fact that there is statistically significant differences between the healthy and the diseased subjects postulates the measurement of the area under axial force and forced foot positions as a useful method for the diagnosis of subtle tibiofibular syndesmosis instability (Table 1)(Fig. 3)[15,23].

No statistically significant differences were found in the variables ADD, MDD, PDD, ID, FPS and FR (Table 1). It was expected that the ID variable would not show statistically significant differences, since the depth of the incisura should not vary between measurements of the same cut because it is a morphological characteristic of the tibia that does not depend on the movement of the fibula.

To date, arthroscopy is the gold standard for the diagnosis and treatment of total tibiofibular syndesmosis instability, however it only could be arthroscopically diagnosed after injury to all 3 syndesmotic ligaments or after partial syndesmotic injury with concomitant deltoid ligament injury[29]. An isolated injury to the anteroinferior tibiofibular ligament can cause significant kinematic changes which is responsible for subtle patterns of instability[1]. In this situation, studies that try to diagnose subtle instability without a surgical intervention proliferate. MRI can detect signal alteration or hypertrophy of a ligament, but to know its functionality we must perform a dynamic test[8]. Ultrasound allows dynamic measurements[10,11], however, it is operator dependent, requires a long learning curve and its results can be affected by differences in position or in the force applied to the ankles studied[10]. The ASDL is

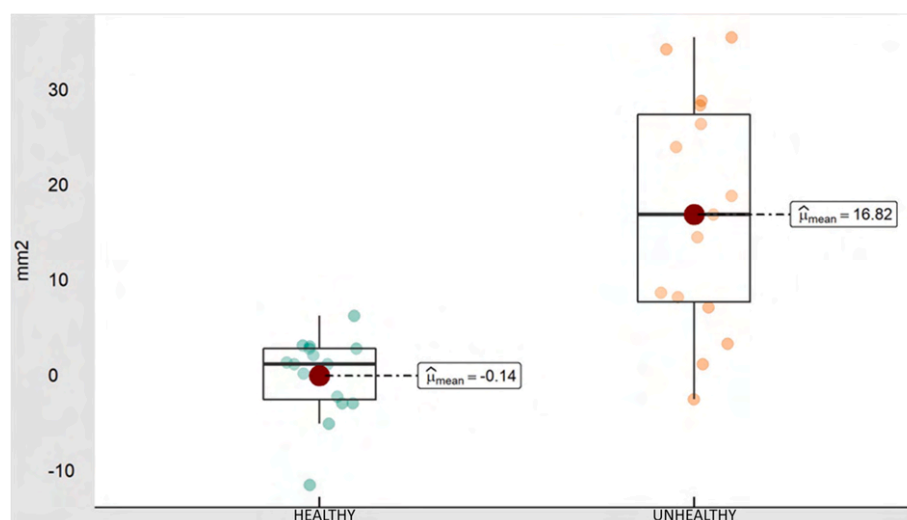


Fig. 4. Syndesmotic area differences between the stress and the relaxed position of syndesmosis in one ankle with respect to contralateral one (right-left ankle in healthy patients, injured – healthy ankle in diseased), summarized by means, median and interquartile range.

economically more accessible than the WBCT and allowed, in addition to performing measurements in the state of tension and relaxation of the tibiofibular ligaments, to reproduce these positions reliably in all study subjects, eliminating the possibility that the stress to which each ankle was subjected varied inter- or intra-individually.

Interobserver reliability was tested in another study [13]. Intra-class correlation coefficient was 0.990 [95% CI = 0.972, 0.997] ($p < 0.001$). It showed excellent reliability [13]. Although the interpretation of the results is not difficult, it is necessary to adequately reproduce the axial slice in each patient (one centimeter proximal and parallel to the distal articular surface of the tibia) and to be precise drawing lines and delimiting spaces on axial CT images.

We are aware of the limitations of the study. Although axial force using at least 70% of body weight has been shown to have equivalent effects to WBCT [19], we believe that standing may more accurately represent physiological loading. Both groups have similar age and sex characteristics but, although an estimate of the required sample size was made, 30 individuals may constitute a small sample to establish an association. Furthermore, no additional MRI or ultrasound was performed in case group to exclude other underlying posttraumatic abnormalities such as cartilage defects or deltoid ligament injury which could affect test results. Measurements were performed manually using PACS software, Version 12.0.0.0700 (© Carestream Health), which provides good image quality, however, errors in the measurement of hundredths of millimetres can artifact the result in variables that operate with small lengths. In addition, length measurements were dependent on the determination of the most anterior or posterior point of the fibula by the researcher, which in the case of individuals with circular fibula in the axial image, may be difficult to determine. This could explain why there were no statistically significant differences in the variables ADD, MDD, PDD, FPS and FR.

Further studies are needed to advance the diagnosis of subtle tibiofibular syndesmosis instability. The combination of 3D volumetric measurements or MRI with the use of ASLD may be an interesting methodology for future research.

5. Conclusions

Statistically significant differences were found between healthy subjects and patients with clinically suspected subtle tibiofibular syndesmosis instability in the measurement of syndesmotoc area under axial force and forced foot positions. The use of ASLD may be useful in the diagnosis of subtle tibiofibular syndesmosis instability.

Fundings

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Declaration of Competing Interest

The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

Acknowledgements

We appreciate the participation of:

- Toñi Sánchez Sánchez, for collaborating in carrying out the CT tests.

- Eloisa Rubio Pérez (Statistics and Research Methodology Unit) for help us with methods and statistical analysis.

References

- [1] Spennacchio P, Seil R, Gathen M, Cucchi D. Diagnosing instability of ligamentous syndesmotoc injuries: a biomechanical perspective. *Clin Biomech* 2021;84:105312 <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105312>
- [2] Hunt KJ, Goeb Y, Behn AW, Criswell B, Chou L. Ankle joint contact loads and displacement with progressive syndesmotoc injury. *Foot Ankle Int* 2015;36:1095–103. <https://doi.org/10.1177/1071100715583456>
- [3] Kurokawa H, Li H, Angthong C, Tanaka Y, Song Y, Shi Z, et al. APKASS consensus statement on chronic syndesmosis injury, part 2: indications for surgical treatment, arthroscopic or open debridement, and reconstruction techniques of suture button and screw fixation. *Orthop J Sport Med* 2021;9:1–6. <https://doi.org/10.1177/23259671211021063>
- [4] Chun Cho, Min Park, Kim Kim, et al. Diagnostic accuracy of radiologic methods for ankle syndesmosis injury: a systematic review and meta-analysis. *J Clin Med* 2019;8:968. <https://doi.org/10.3390/jcm8070968>
- [5] Song Y, Shi Z, Kurokawa H, Tanaka Y, Ka-Kin Ling S, Shu-Hang Yung P, et al. APKASS consensus statement on chronic syndesmosis injury. *Asia-Pac J Sport Med Arthrosc Rehabil Technol* 2021;25:60–4. <https://doi.org/10.1016/j.asmart.2021.05.008>
- [6] Seuss H, Hammon M, Roemer F, Heiss R, Janka R, Uder M, et al. Scanned versus fused-reconstructed oblique mr-images for assessment of the tibiofibular syndesmosis—diagnostic performance and reader agreement. *Diagnostics* 2021;11. <https://doi.org/10.3390/diagnostics11020197>
- [7] Corte-Real N, Caetano J. Ankle and syndesmosis instability: consensus and controversies. *EFORT Open Rev* 2021;6:420–31. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.6.210017>
- [8] Bejarano-Pineda L, DiGiovanni CW, Waryasz GR, Guss D. Diagnosis and treatment of syndesmotoc unstable injuries: where we are now and where we are headed. *J Am Acad Orthop Surg* 2021;29:985–97. <https://doi.org/10.5435/jaaos-d-20-01350>
- [9] Gosselin-Papadopoulos N, Hébert-Davies J, Laflamme GY, Ménard J, Leduc S, Rouleau DM, et al. Direct visualization of the syndesmosis for evaluation of syndesmotoc disruption. *OTA Int Open Access J Orthop Trauma* 2018;1:e006 <https://doi.org/10.1097/oi9.0000000000000006>
- [10] Hagemeijer NC, Saengsin J, Chang SH, Waryasz GR, Kerkhoffs GMMJ, Guss D, et al. Diagnosing syndesmotoc instability with dynamic ultrasound – establishing the natural variations in normal motion. *Injury* 2020;51:2703–9. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2020.07.060>
- [11] Baltés TPA, Arnáiz J, Geertsema L, Geertsema C, D'Hooghe P, Kerkhoffs GMJ, et al. Diagnostic value of ultrasonography in acute lateral and syndesmotoc ligamentous ankle injuries. *Eur Radio* 2020. <https://doi.org/10.1007/s00330-020-07305-7>
- [12] Fisher CL, Rabbani T, Johnson K, Reeves R, Wood A. Diagnostic capability of dynamic ultrasound evaluation of supination-external rotation ankle injuries: a cadaveric study. *BMC Musculoskelet Disord* 2019;20:502. <https://doi.org/10.1186/s12891-019-2899-z>
- [13] Chans-Veres J, Vallejo-Márquez M, Galhoum AE, Tejero S. Analysis of the uninjured tibiofibular syndesmosis using conventional CT-imaging and axial force in different foot positions. *Foot Ankle Surg* 2021. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2021.07.014>
- [14] Wong MT, Wiens C, Lamothe J, Edwards WB, Schneider PS. Four-dimensional CT analysis of normal syndesmotoc motion. *Foot Ankle Int* 2021;42:1491–501. <https://doi.org/10.1177/10711007211015204>
- [15] Ashkani Esfahani S, Bhimani R, Lubberts B, Kerkhoffs GM, Waryasz G, DiGiovanni CW, et al. Volume measurements on weightbearing computed tomography can detect subtle syndesmotoc instability. *J Orthop Res* 2021;1–8. <https://doi.org/10.1002/jor.25049>
- [16] Bhimani R, Ashkani-Esfahani S, Lubberts B, Guss D, Hagemeijer N, Waryasz GR, et al. Using 3D volume measurements on weightbearing computed tomography scan to diagnose syndesmotoc instability. *Foot Ankle Orthop* 2020;5. <https://doi.org/10.1177/2473011420s00024>
- [17] Hagemeijer NC, Chang SH, Abdelaziz ME, Casey JC, Waryasz GR, Guss D, et al. Range of normal and abnormal syndesmotoc measurements using weightbearing CT. *Foot Ankle Int* 2019;40:1430–7. <https://doi.org/10.1177/1071100719866831>
- [18] Tejero García S, Lirola Criado J, Giráldez Sánchez M, Cano Luis P, Navarro Robles A, Carranza Bencano A. Análisis del síndrome Inestable-Doloroso de la articulación subastragalina mediante el sistema estrés dinámico BaroPodotAC. *Rev Soc Andal Trauma Ortop (Ed Impr)* 2013;30:10–8.
- [19] Kang DH, Kang C, Lee SB, Lee GS. Letter to the editor on “The value of axial loading three dimensional (3D) CT as a substitute for full weightbearing (standing) 3D CT: Comparison of reproducibility according to degree of load.”. *Foot Ankle Surg* 2018. p. 552. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2018.08.010>
- [20] Wei F, Post JM, Braman JE, Meyer EG, Powell JW, Haut RC. Eversion during external rotation of the human cadaver foot produces high ankle sprains. *J Orthop Res* 2012;30:1423–9. <https://doi.org/10.1002/jor.22085>
- [21] Lepojärvi S, Pakarinen H, Savola O, Haapea M, Sequeiros RB, Niinimäki J. Posterior translation of the fibula may indicate malreduction: CT study of normal variation in uninjured ankles. *J Orthop Trauma* 2014;28:205–9. <https://doi.org/10.1097/BOT.0b013e3182a59b3c>
- [22] del Rio A, Bewsher SM, Roshan-Zamir S, Tate J, Eden M, Gotmaker R, et al. Weightbearing cone-beam computed tomography of acute ankle syndesmosis

- injuries. *J Foot Ankle Surg* 2020;59:258–63. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2019.02.005>
- [23] Malhotra G, Cameron J, Toolan BC. Diagnosing chronic diastasis of the syndesmosis: a novel measurement using computed tomography. *Foot Ankle Int* 2014;35:483–8. <https://doi.org/10.1177/1071100714523273>
- [24] Warner SJ, Fabricant PD, Garner MR, Helfet DL, Lorch DG, Schottel PC. The measurement and clinical importance of syndesmotom reduction after operative fixation of rotational ankle fractures. *J Bone Jt Surg Am* 2014;Vol(97):1935–44. <https://doi.org/10.2106/JBJS.O.00016>
- [25] Shakoor D, Osgood GM, Brehler M, Zbijewski WB, de Cesar Netto C, Shafiq B, et al. Cone-beam CT measurements of distal tibio-fibular syndesmosis in asymptomatic uninjured ankles: does weight-bearing matter. *Skelet Radiol* 2019;48:583–94. <https://doi.org/10.1007/s00256-018-3074-6>
- [26] Osgood GM, Shakoor D, Orapin J, Qin J, Khodarahmi I, Thawait GK, et al. Reliability of distal tibio-fibular syndesmotom instability measurements using weightbearing and non-weightbearing cone-beam CT. *Foot Ankle Surg* 2019;25:771–81. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2018.10.003>
- [27] Hamard M, Neroladaki A, Bagetakos I, Dubois-Ferrière V, Montet X, Boudabbous S. Accuracy of cone-beam computed tomography for syndesmosis injury diagnosis compared to conventional computed tomography. *Foot Ankle Surg* 2019;2–9. <https://doi.org/10.1016/j.fas.2019.03.006>
- [28] Bursens A, Vermue H, Barg A, Krähenbühl N, Victor J, Buedts K. Templating of syndesmotom ankle lesions by use of 3D analysis in weightbearing and non-weightbearing CT. *Foot Ankle Int* 2018;39:1487–96. <https://doi.org/10.1177/1071100718791834>
- [29] Lubberts B, Massri-Pugin J, Guss D, Wolf JC, Bhimani R, Waryasz GR, et al. Arthroscopic assessment of syndesmotom instability in the sagittal plane in a cadaveric model. *Foot Ankle Int* 2020;41:237–43. <https://doi.org/10.1177/1071100719879673>

10

ANEXO

10.1 Cuestionario de datos epidemiológicos

CUESTIONARIO DE DATOS EPIDEMIOLÓGICOS

Nombre:

Altura:

Peso:

Tlfn:

¿Qué tobillo le duele? ¿Derecho o izquierdo?:

¿Practica algún tipo de deporte?:

¿Cuándo fue el esguince de tobillo?

¿Podía cargar peso sobre el tobillo afectado justo después de ese primer esguince?

PRUEBAS DE EXPLORACIÓN FÍSICA:

TESTs (*a completar por el investigador*):

Rotación externa		
Squeeze test		

10.2 Documento de compromiso del investigador

JUNTA DE ANDALUCIA

CONSEJERÍA DE SALUD Y FAMILIAS

COMPROMISO DEL/DE LA INVESTIGADOR/A PRINCIPAL

D/D^a: **JUAN CHANS VERES** con NIF:

54125356P Centro:**HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN**

DEL ROCIO

Servicio: **Traumatología y Cirugía Ortopédica**

Hace constar:

Que ha evaluado el protocolo del proyecto de investigación, titulado: **ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LESIONES SUTILES DE LA SINDESMOSIS MEDIANTE UN DISPOSITIVO DE CARGA Y ESTRÉS DEL TOBILLO.**

.

Que el protocolo respeta las normas éticas aplicables a este tipo de estudios.

Que acepta participar como investigador/a principal en este proyecto de investigación.

Que cuenta con los recursos materiales y humanos necesarios para llevar a cabo el proyecto de investigación, sin que ello interfiera en la realización de otro tipo de estudios ni en otras tareas que tiene habitualmente encomendadas.

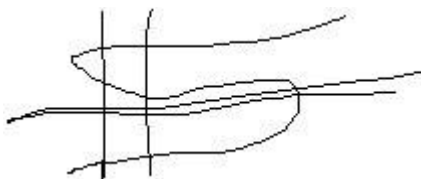
Que se compromete a que cada sujeto sea tratado y controlado siguiendo lo establecido en el protocolo con dictamen favorable por el Comité Ético de Investigación Clínica.

Que respetará las normas éticas y legales aplicables a este tipo de estudios y seguirá las normas de buena práctica clínica en su realización.

Que los colaboradores que necesita para realizar el proyecto de investigación propuesto

son idóneos. En SEVILLA, a 13/05/2020

Firmado: **JUAN CHANS VERES**



10.3 Documento de idoneidad de las instalaciones

JUNTA DE ANDALUCIA

CONSEJERÍA DE SALUD Y FAMILIA

IDONEIDAD DE LAS INSTALACIONES

Centro: **HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN DEL ROCIO**
Investigadores/as principales: **JUAN CHANS VERES (Traumatología y Cirugía Ortopédica)**

Para su participación en el estudio de Investigación:

Código del estudio: **JCHV20**

Título del estudio: **ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LESIONES SUTILES DE LA
SINDESMOSIS**

**MEDIANTE UN DISPOSITIVO DE CARGA Y ESTRÉS DEL
TOBILLO.**

Se hace constar:

Que tras evaluar los procedimientos necesarios para la realización del estudio de investigación se han considerado idóneas las instalaciones del Centro que se detallan a continuación:

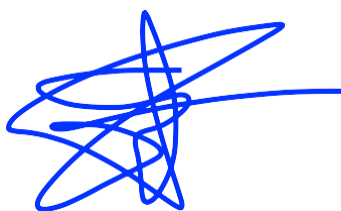
(El/La promotor/a deberá relacionar los recursos e instalaciones necesarias para el desarrollo del estudio de investigación)

V CONFORME

NO CONFORME

En SEVILLA, a 13/05/2020

Firmado por:
PROMOTOR/A



(El informe deberá ser firmado por el/la Promotor/a y/o en todo caso, por el responsable del Centro en el que se realiza la investigación)

10.4 Documento de idoneidad del equipo

JUNTA DE ANDALUCIA

CONSEJERÍA DE SALUD Y FAMILIAS

IDONEIDAD DEL/DE LA INVESTIGADOR/A PRINCIPAL Y SUS COLABORADORES

Centro: **HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN DEL ROCIO**

Investigadores/as principales: **JUAN CHANS VERES (Traumatología y Cirugía Ortopédica)**

Código del protocolo: JCHV20

Título del protocolo: ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LESIONES SUTILES DE LA SINDESMOSIS MEDIANTE UN DISPOSITIVO DE CARGA Y ESTRÉS DEL TOBILLO.

Se hace constar:

- Que el/la investigador/a principal reúne los requisitos de formación y experiencia para llevar a cabo el estudio de investigación arriba referenciado.
- Que el equipo de colaboradores investigador que se necesita para realizar el estudio de investigaciones el propuesto a continuación y tras su evaluación será considerado idóneo.

Nombre	Titulación	Centro	Servicio
Sergio Tejero García	Doctor en Medicina	HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN DEL ROCIO	Traumatología y Cirugía Ortopédica

En SEVILLA, a 13/05/2020

Promotor/a y/o
Responsable Asistencial del centro



10.5 Dictamen favorable del comité de ética

DICTAMEN ÚNICO EN LA COMUNIDAD AUTÓNOMA DE ANDALUCÍA

D/Dª: Carlos García Pérez como secretario/a del CEI de los hospitales universitarios Virgen Macarena-Virgen del Rocío

CERTIFICA

Que este Comité ha evaluado la propuesta del promotor/investigador INVESTIGADOR COORDINADOR para realizar el estudio de investigación titulado:

TÍTULO DEL ESTUDIO: ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LESIONES SUTILES DE LA SINDESMOSIS MEDIANTE UN DISPOSITIVO DE CARGA Y ESTRÉS DEL TOBILLO. , (Proyecto SINDESMOSIS)

Protocolo, Versión: 0

HIP, Versión: 0

CI, Versión: 0

Y que considera que:

Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio y se ajusta a los principios éticos aplicables a este tipo de estudios.

La capacidad del/de la investigador/a y los medios disponibles son apropiados para llevar a cabo el estudio. Están justificados los riesgos y molestias previsibles para los participantes.

Que los aspectos económicos involucrados en el proyecto no interfieren con respecto a los postulados éticos.

Y que este Comité considera, que dicho estudio puede ser realizado en los Centros de la Comunidad Autónoma de Andalucía que se relacionan, para lo cual corresponde a la Dirección del Centro correspondiente determinar si la capacidad y los medios disponibles son apropiados para llevar a cabo el estudio.

Lo que firmo en Sevilla a 01/02/2021

D/Dª. Carlos García Pérez, como Secretario/a del CEI de los hospitales universitarios Virgen Macarena-Virgen del Rocío

Código Seguro De Verificación:	94eF229f3cfe85c6143df83cc89699b7736f3ae2	Fecha	01/02/2021
Normativa	Este documento incorpora firma electrónica reconocida de acuerdo a la Ley 59/2003, de 19 de diciembre, de firma electrónica.		
Firmado Por	Carlos Garcia Pérez		
Url De Verificación	https://www.juntadeandalucia.es/salud/portaldeetica/xhtml/ayuda/verificarFirmaDocumento.iface/coda/94eF229f3cfe85c6143df83cc89699b7736f3ae2	Página	2/2



CERTIFICA

Que este Comité ha ponderado y evaluado en sesión celebrada el 30/06/2020 y recogida en acta 15/2020 la propuesta del/de la Promotor/a INVESTIGADOR COORDINADOR, para realizar el estudio de investigación titulado:

TÍTULO DEL ESTUDIO: ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LESIONES SUTILES DE LA SINDESMOSIS MEDIANTE UN DISPOSITIVO DE CARGA Y ESTRÉS DEL TOBILLO. , (Proyecto SINDESMOSIS)

Protocolo, Versión: 0

HIP, Versión: 0

CI, Versión: 0

Que a dicha sesión asistieron los siguientes integrantes del Comité:

Presidente/a

D/Dª. Víctor Sánchez Margalet

Vicepresidente/a

D/Dª. Dolores Jiménez Hernández

Secretario/a

D/Dª. Carlos García Pérez

Vocales

D/Dª. Enrique Calderón Sandubete D/Dª. José Garnacho Montero D/Dª. Gabriel Ramírez Soto

D/Dª. Ana Melcón de Dios- D/Dª. Cristina Pichardo Guerrero D/Dª. Javier Vitorica Fernandez

D/Dª. Juan Carlos Gomez Rosado

D/Dª. MARIA EUGENIA ACOSTA MOSQUERA

D/Dª. Luis Lopez Rodriguez D/Dª. Enrique de Álava Casado

D/Dª. EVA MARIA DELGADO CUESTA D/Dª. ANGELA CEJUDO LOPEZ

D/Dª. M LORENA LOPEZ CERERO

D/Dª. Amancio Carnero Moya

D/Dª. Regina Sandra Benavente Cantalejo D/Dª. M José Carbonero Celis

D/Dª. Jose Salas Turrents

D/Dª. LUIS GABRIEL LUQUE ROMERO D/Dª. ANTONIO PÉREZ PÉREZ

D/Dª. María Pilar Guadix Martín

D/Dª. ESPERANZA GALLEGO CALVENTE

Que dicho Comité, está constituido y actúa de acuerdo con la normativa vigente y las directrices de la Conferencia Internacional de Buena Práctica Clínica.

Lo que firmo en Sevilla a 01/02/2021

Código Seguro De Verificación:	94eF229f3cfe85c6143df83cc89699b7736f3ae2	Fecha	01/02/2021
Normativa	Este documento incorpora firma electrónica reconocida de acuerdo a la Ley 59/2003, de 19 de diciembre, de firma electrónica.		
Firmado Por	Carlos Garcia Pérez		
Url De Verificación	https://www.juntadeandalucia.es/salud/portaldeetica/xhtml/ayuda/verificarFirmaDocumento.iface/code/94eF229f3cfe85c6143df83cc89699b7736f3ae2	Página	2/2



10.6 Documento de información al paciente

CONSENTIMIENTO INFORMADO – INFORMACIÓN AL PACIENTE

Antes de proceder a la firma de este consentimiento informado, lea atentamente la información que a continuación se le facilita y realice las preguntas que considere oportunas.

Naturaleza:

Este estudio ha obtenido la aprobación del Comité Ético del Hospital Universitario Virgen del Rocío y en él se respetarán las recomendaciones éticas internacionales para estudio con seres humanos (Declaración de Helsinki) por lo que usted puede abandonar el mismo en el momento que estime oportuno.

El objetivo de este proyecto es estudiar si la realización del BaroPodoTAC puede ayudar en el diagnóstico de lesiones de la sindesmosis del tobillo que hayan podido pasar desapercibidas con la realización de pruebas convencionales. La realización del BaroPodoTAC (TAC en carga y posiciones de estrés de la articulación del tobillo) es habitual en nuestro centro, y aunque puede presentar efectos adversos, estos son poco frecuentes.

Importancia:

El beneficio principal que se derivará de este estudio consiste en avanzar en el diagnóstico de la lesión sutil de la sindesmosis del tobillo, una patología frecuente que en el momento actual no cuenta con un método diagnóstico accesible, fiable, objetivo, preciso y reproducible. El diagnóstico adecuado de esta patología permitirá llevar a cabo el tratamiento oportuno y con ello puede contribuir a mejorar la calidad de vida de los pacientes que sufran esta lesión y a disminuir el riesgo de complicaciones futuras derivadas de la inestabilidad del tobillo.

Implicaciones para el paciente:

- La participación es totalmente voluntaria.
- El paciente puede retirarse del estudio cuando así lo manifieste, sin dar explicaciones y sin que esto repercuta en sus cuidados médicos.
- Todos los datos carácter personal, obtenidos en este estudio son confidenciales y se tratarán conforme a la Ley Orgánica 3/2018, de 5 de diciembre, de Protección de Datos Personales y garantía de los derechos digitales.
- La información obtenida se utilizará exclusivamente para los fines específicos de este estudio.

Riesgos de la investigación para el paciente:

Aunque el equipo investigador considera que el riesgo de efectos adversos es bajo o muy bajo estarán atentos a cualquier evento que pueda aparecer como:

1. Dolor en el tobillo como consecuencia del estrés al que se somete la articulación

durante la realización del BaroPodoTAC.

2. Enrojecimiento y edema en la piel en zonas mecano-efectoras del BaroPodoTAC.
3. Efectos derivados de la radiación ionizante del TAC.

Si requiere información adicional se puede poner en contacto con nuestro personal investigador del proyecto SINDESMOSIS (BaroPodoTAC) v mediante el correo electrónico: proyectosindesmosis@gmail.com

10.7 Documento de consentimiento informado

CONSENTIMIENTO INFORMADO – CONSENTIMIENTO POR ESCRITO DEL PACIENTE

PROYECTO SINDESMOSIS

Yo

(Nombre
y

Apellidos):.....

- He leído el documento informativo que acompaña a este consentimiento (Información al Paciente)
- He podido hacer preguntas sobre el estudio *Proyecto SINDESMOSIS*.
- He recibido suficiente información sobre el estudio *Proyecto SINDESMOSIS*. He hablado con el profesional sanitario informador:
- Comprendo que mi participación es voluntaria y soy libre de participar o no en el estudio.
- Se me ha informado que todos los datos obtenidos en este estudio serán confidenciales y se tratarán conforme establece la Ley Orgánica 3/2018, de 5 de diciembre, de Protección de Datos Personales y garantía de los derechos digitales.
- Se me ha informado de que la donación/información obtenida sólo se utilizará para los finesespecíficos del estudio.
- **Deseo** ser informado/a de mis datos genéticos y otros de carácter personal que se obtengan en el curso de la investigación, incluidos los descubrimientos inesperados que se puedan producir, siempre que esta información sea necesaria para evitar un grave perjuicio para mi salud o la de mis familiares biológicos.

Si

No

Comprendo que puedo retirarme del estudio:

- Cuando quiera
- Sin tener que dar explicaciones
- Sin que esto repercuta en mis cuidados médicos

Presto libremente mi conformidad para participar en el *proyecto titulado* **ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LESIONES SUTILES DE LA SINDESMOSIS MEDIANTE UN DISPOSITIVO DE CARGA Y ESTRÉS DEL TOBILLO**

Firma del paciente
(o representante legal en su caso)

Firma del profesional
sanitario informador

Nombre y apellidos:.....
Fecha:

Nombre y apellidos:
Fecha:

10.8 Solicitud tesis doctoral por compendio de publicaciones



SOLICITUD DE TESIS DOCTORAL POR COMPENDIO DE PUBLICACIONES

REGULADO POR R.D. 99/2011 (NORMATIVA REGULADA POR ACUERDO 6.1/CG 23-7-19)

DATOS PERSONALES DEL DOCTORANDO		
PRIMER APELLIDO	SEGUNDO APELLIDO	NOMBRE
CHANS	VERES	JUAN
NIF / NIE / PASP	DIRECCIÓN	
54125356P	CALLE FELIPE II, PORTAL 17, PISO 5 PUERTA 7	
CÓDIGO POSTAL	LOCALIDAD	PROVINCIA
41013	SEVILLA	SEVILLA
PAIS	TELÉFONO	EMAIL
ESPAÑA	678133294	juanchansveres@gmail.com

DATOS DE LA TESIS DOCTORAL
TÍTULO DE LA TESIS
ANÁLISIS DE LA SINDESMOSIS TIBIOPERONEA EMPLEANDO TAC CONVENCIONAL Y DISPOSITIVO DE CARGA SIMULADA AJUSTABLE
REFERENCIAS E INDICIOS DE CALIDAD DE LAS PUBLICACIONES INCLUIDAS EN LA TESIS
1 JULIO 2021 Chans-Veres J, Vallejo-Márquez M, Galhoun AE, Tejero S. Analysis of the uninjured tibiofibular syndesmosis using conventional CT-imaging and axial force in different foot positions. Foot Ankle Surg. 2022 Jul;28(5):650-656. doi: 10.1016/j.fas.2021.07.014. Epub 2021 Jul 26. PMID: 34376323.
2 MARZO 2022 Chans-Veres J, García-Guirao A, Tejero S. Inestabilidad sutil de la sindesmosis tibioperonea: diagnóstico mediante TAC con carga axial y posiciones forzadas del pie. Rev S and Traum y Ort. 2022 Mar; 39: 38-41.
3 ACEPTADA, PENDIENTE DE PUBLICACIÓN Chans-Veres J, Vallejo-Márquez M, Galhoun AE, Tejero S. Diagnosis of subtle syndesmotic instability using conventional CT-imaging and axial force in different foot positions. Foot Ankle Surg.

SOLICITA: La presentación de su tesis doctoral en la modalidad de *COMPENDIO DE PUBLICACIONES* de conformidad con lo establecido en los arts. 62 al 64, 74 y 75 del [Acuerdo 6.1/CG 23-7-19](#)

ADJUNTA:

- Informe del director/es de la tesis y del tutor
- Visto bueno, en su caso, de la comisión académica del programa de doctorado.

Sevilla, _____ de _____ de _____

El director (1)

El director (2)

El director (3)

El tutor

TEJERO
GARCIA
SERGIO -
526685895

Firmado digitalmente por
TEJERO GARCIA
SERGIO - 526685895
Fecha: 2022.10.17
09:41:30+0200

Fdo. SERGIO TEJERO GARCIA

Fdo. _____

Fdo. _____

Fdo. PEDRO INFANTE COSSIO

El Presidente de Comisión Académica

Fdo. _____

SRA. PRESIDENTA DE LA COMISIÓN EJECUTIVA

INFORMACIÓN BÁSICA SOBRE PROTECCIÓN DE DATOS

En aplicación del principio de transparencia y lealtad regulado en el Reglamento General de Protección de datos RGPD UE 2016/679 se le informa que la Universidad de Sevilla es responsable del presente tratamiento, "ORGANIZACIÓN Y GESTIÓN DE LOS ESTUDIOS DE DOCTORADO" que tiene como finalidad la gestión académica, económica y administrativa de los procesos relacionados con los estudios de doctorado correspondientes al tercer ciclo de las enseñanzas universitarias oficiales, conducente a la adquisición de las competencias y habilidades relacionadas con la investigación científica, y a la obtención del Título de Doctor o Doctora. El tratamiento se realiza por ser necesario para el cumplimiento de una obligación legal aplicable al responsable del tratamiento; por ser necesario para el cumplimiento de una misión realizada en interés público o en el ejercicio de poderes públicos conferidos al responsable del tratamiento; y por contar con el consentimiento expreso e informado, en su caso. De acuerdo con las citadas normas, tiene derecho a acceder, rectificar y suprimir sus datos personales, así como a otros derechos que puede consultar tanto a una información adicional sobre el presente tratamiento en el enlace [https://www.us.es/portal/informacion-privacidad/privacidad-us](#)

INFORME DEL DIRECTOR SOBRE IDONEIDAD DE PRESENTACIÓN TESIS POR COMPENDIO DE PUBLICACIONES

REGULADO POR R.D. 99/2011 (NORMATIVA REGULADA POR ACUERDO 6.1/CG 23-7-19)

D./D^a SERGIO TEJERO GARCIA como DIRECTOR de la tesis

doctoral de D/D^a JUAN CHANS VERES emite informe

FAVORABLE / DESFAVORABLE a la presentación como compendio de publicaciones de la tesis

doctoral por los motivos expuestos a continuación:

EXPOSICIÓN DE MOTIVOS (de acuerdo con los criterios establecidos en el art. 64.2 del Acuerdo 6.1/CG 23-7-19)

Yo, Sergio Tejero García, Doctor en Medicina por la Universidad de Sevilla, Profesor del departamento de Cirugía Ortopédica de la Universidad de Sevilla y Coordinador de la unidad de tobillo y pie del Hospital Virgen del Rocio de Sevilla.

CERTIFICO, de acuerdo con los criterios establecidos en el art. 64.2 del Acuerdo 6.1/CG 23-7-19:

- Que, Juan Chans Veres, realizó bajo mi dirección, el trabajo titulado: ANÁLISIS DE LA SINDESMOSIS TIBIOPERONEA EMPLEANDO TAC CONVENCIONAL Y DISPOSITIVO DE CARGA SIMULADA AJUSTABLE, matriculado en el programa biología molecular, biomedicina e investigación clínica por la universidad de Sevilla desde el curso académico 2020-2021 cumpliendo con su deber de no incurrir en fraude académico ni en desviaciones en el ejercicio de la investigación, en particular, evitando el plagio y respetando los derechos derivados de la propiedad intelectual e industrial.
- Que el conjunto de trabajos está conformado por tres aportaciones publicadas o aceptadas para su publicación, de las cuales al menos dos se han efectuado en medios aptos conforme a los criterios de evaluación publicados por la CNEAI en relación con el campo científico al que pertenece la línea de investigación en la que se presenta la tesis doctoral. Dos de los artículos recopilados han sido publicados o aceptados para publicación en la revista Foot and Ankle, revista inglesa de la editorial ELSEVIER, con FI 2,84 (Q2 de la categoría ORTHOPEDICS), la cual constituye una de las revistas más prestigiosas y destacadas dentro de la especialidad de cirugía ortopédica y traumatología.
- Los trabajos han sido aceptados para su publicación con posterioridad a la primera matrícula de tutela académica de la tesis doctoral dentro del programa perteneciente a la vigente ordenación de los estudios de doctorado.
- La tesis doctoral incluye una introducción en la que se justifica la unidad temática de los trabajos presentados, los objetivos que se pretenden alcanzar, un resumen global de los resultados, la discusión de estos y las conclusiones finales.
- Que, una vez revisado el presente trabajo y por creer que reúne las condiciones necesarias, otorgo mi consentimiento para ser presentado como Tesis Doctoral por compendio de publicaciones. Para que conste, firmo el presente certificado.

Sevilla, _____ de _____ de _____

TEJERO
GARCIA
SERGIO -
52668589S

Firmado digitalmente por
TEJERO GARCIA
SERGIO - 52668589S
Fecha: 2022.10.17

Fdo.: _____ 52668589S TEJERO GARCIA

El director de la tesis

(Indicar con claridad nombre y apellidos del firmante)

SRA. PRESIDENTA DE LA COMISIÓN EJECUTIVA

INFORMACIÓN BÁSICA SOBRE PROTECCIÓN DE DATOS

En aplicación del principio de transparencia y lealtad regulado en el Reglamento General de Protección de datos RGPD UE2016/679 se le informa que la Universidad de Sevilla es responsable del presente tratamiento, "ORGANIZACIÓN Y GESTIÓN DE LOS ESTUDIOS DE DOCTORADO" que tiene como finalidad la gestión académica, económica y administrativa de los procesos relacionados con los estudios de doctorado correspondientes al tercer ciclo de las enseñanzas universitarias oficiales, conducente a la adquisición de las competencias y habilidades relacionadas con la investigación científica, y a la obtención del Título de Doctor o Doctora. El tratamiento se realiza por ser necesario para el cumplimiento de una obligación legal aplicable al responsable del tratamiento; por ser necesario para el cumplimiento de una misión realizada en interés público o en el ejercicio de poderes públicos conferidos al responsable del tratamiento; y por contar con el consentimiento expreso e informado, en su caso. De acuerdo con las citadas normas, tiene derecho a acceder, rectificar y suprimir sus datos personales, así como a otros derechos que puede consultar, junto a una información adicional más detallada, en el enlace: <https://sic.us.es/sic/defa/ult/files/ndc/doctorado.pdf>

INFORME DEL TUTOR SOBRE IDONEIDAD DE PRESENTACIÓN DE TESIS POR COMPENDIO DE PUBLICACIONES

REGULADO POR R.D. 99/2011 (NORMATIVA REGULADA POR ACUERDO 6.1/CG 23-7-19)

D./D^a PEDRO INFANTE COSSIO _____ como TUTOR de la tesis doctoral de D/D^a JUAN CHANS VERES _____ emite informe

FAVORABLE / DESFAVORABLE a la presentación como compendio de publicaciones de la tesis doctoral por los motivos expuestos a continuación:

EXPOSICIÓN DE MOTIVOS (de acuerdo con los criterios establecidos en el art. 64.2 del Acuerdo 6.1/CG 23-7-19)

Yo, Pedro Antonio Infante Cossio, Catedrático de la Universidad de Sevilla, Profesor del departamento de Cirugía de la Universidad de Sevilla CERTIFICO, de acuerdo con los criterios establecidos en el art. 64.2 del Acuerdo 6.1/CG 23-7-19:

- Que, Juan Chans Veres, realizó bajo mi dirección, el trabajo titulado: ANÁLISIS DE LA SINDESMOSIS TIBIOPERONEA EMPLEANDO TAC CONVENCIONAL Y DISPOSITIVO DE CARGA SIMULADA AJUSTABLE, matriculado en el programa biología molecular, biomedicina e investigación clínica por la universidad de Sevilla desde el curso académico 2020-2021 cumpliendo con su deber de no incurrir en fraude académico ni en desviaciones en el ejercicio de la investigación, en particular, evitando el plagio y respetando los derechos derivados de la propiedad intelectual e industrial.

- Que el conjunto de trabajos está conformado por tres aportaciones publicadas o aceptadas para su publicación, de las cuales al menos dos se han efectuado en medios aptos conforme a los criterios de evaluación publicados por la CNEAI en relación con el campo científico al que pertenece la línea de investigación en la que se presenta la tesis doctoral. Dos de los artículos recopilados han sido publicados o aceptados para publicación en la revista Foot and Ankle, revista inglesa de la editorial ELSEVIER, con FI 2,84 (Q2 de la categoría ORTHOPEDICS), la cual constituye una de las revistas más prestigiosas y destacadas dentro de la especialidad de cirugía ortopédica y traumatología.

- Los trabajos han sido aceptados para su publicación con posterioridad a la primera matrícula de tutela académica de la tesis doctoral dentro del programa perteneciente a la vigente ordenación de los estudios de doctorado.

- La tesis doctoral incluye una introducción en la que se justifica la unidad temática de los trabajos presentados, los objetivos que se pretenden alcanzar, un resumen global de los resultados, la discusión de estos y las conclusiones finales

- Que, una vez revisado el presente trabajo y por creer que reúne las condiciones necesarias, otorgo mi consentimiento para ser presentado como Tesis Doctoral por compendio de publicaciones. Para que conste, firmo el presente certificado.

Sevilla, ____ de _____ de _____

Fdo.: _____ PEDRO INFANTE COSSIO

El tutor de la tesis

(Indicar con claridad nombre y apellidos del firmante)

SRA. PRESIDENTA DE LA COMISIÓN EJECUTIVA

INFORMACIÓN BÁSICA SOBRE PROTECCIÓN DE DATOS

En aplicación del principio de transparencia y lealtad regulado en el Reglamento General de Protección de datos RGPD UE2016/679 se le informa que la Universidad de Sevilla es responsable del presente tratamiento, "ORGANIZACIÓN Y GESTIÓN DE LOS ESTUDIOS DE DOCTORADO" que tiene como finalidad la gestión académica, económica y administrativa de los procesos relacionados con los estudios de doctorado correspondientes al tercer ciclo de las enseñanzas universitarias oficiales, conducente a la adquisición de las competencias y habilidades relacionadas con la investigación científica, y a la obtención del Título de Doctor o Doctora. El tratamiento se realiza por ser necesario para el cumplimiento de una obligación legal aplicable al responsable del tratamiento; por ser necesario para el cumplimiento de una misión realizada en interés público o en el ejercicio de poderes públicos conferidos al responsable del tratamiento; y por contar con el consentimiento expreso e informado, en su caso. De acuerdo con las citadas normas, tiene derecho a acceder, rectificar y suprimir sus datos personales, así como a otros derechos que puede consultar, junto a una información adicional más detallada, en el enlace: <https://sic.us.es/sic/site/otofa/uf/files/indicadorado.pdf>

**INFORME DE LA COMISIÓN ACADÉMICA DE IDONEIDAD
DE TESIS POR COMPENDIO DE PUBLICACIONES**

REGULADO POR R.D. 99/2011 (NORMATIVA REGULADA POR ACUERDO 6.1/CG 23-7-19)

D./D^a _____ como Presidente de la Comisión
Académica del Programa de Doctorado en _____,

emite informe FAVORABLE / DESFAVORABLE a la presentación como compendio de publicaciones

de D/D^a JUAN CHANS VERES

visto los informes emitidos por tutor y director/es en el programa de doctorado por los motivos expuestos a
continuación:

EXPOSICIÓN DE MOTIVOS (de acuerdo con los criterios establecidos en el art. 64.2 del Acuerdo 6.1/CG 23-7-19)



Sevilla, _____ de _____ de _____

Fdo.: _____

El presidente de la Comisión Académica

(Indicar con claridad nombre y apellidos del firmante)

SRA. PRESIDENTA DE LA COMISIÓN EJECUTIVA

INFORMACIÓN BÁSICA SOBRE PROTECCIÓN DE DATOS

En aplicación del principio de transparencia y lealtad regulado en el Reglamento General de Protección de datos RGPD UE 2016/679 se le informa que la Universidad de Sevilla es responsable del presente tratamiento, "ORGANIZACIÓN Y GESTIÓN DE LOS ESTUDIOS DE DOCTORADO" que tiene como finalidad la gestión académica, económica y administrativa de los procesos relacionados con los estudios de doctorado correspondientes al tercer ciclo de las enseñanzas universitarias oficiales, conducente a la adquisición de las competencias y habilidades relacionadas con la investigación científica, y a la obtención del Título de Doctor o Doctora.
El tratamiento se realiza por ser necesario para el cumplimiento de una obligación legal aplicable al responsable del tratamiento; por ser necesario para el cumplimiento de una misión realizada en interés público o en el ejercicio de poderes públicos conferidos al responsable del tratamiento; y por contar con el consentimiento expreso e informado, en su caso. De acuerdo con las citadas normas, tiene derecho a acceder, rectificar y suprimir sus datos personales, así como a otros derechos que puede consultar, junto a una información adicional más detallada, en el enlace: <https://sic.us.es/sic/defa/ui/Files/bd/doctorado.pdf>

11

APORTACIONES

CIENTÍFICAS

11.2 Comunicación en congreso nacional

59 CONGRESO secot

LA SOCIEDAD ESPAÑOLA DE CIRUGÍA ORTOPÉDICA Y TRAUMATOLOGÍA

El Comité Científico del 59 Congreso Nacional de la Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología celebrado en Valencia los días 28, 29 y 30 de septiembre de 2022

CERTIFICA QUE:

La siguiente comunicación oral ha sido aceptada y presentada en el congreso:

DIAGNÓSTICO DE LA INESTABILIDAD SUTIL DE LA ARTICULACIÓN TIBIOPERONEA DISTAL MEDIANTE TC CON FUERZA AXIAL Y POSICIONES FORZADAS DE AMBOS PIES

Autor/a principal: JUAN CHANS VERES
Colaboradores: MIGUEL ANGEL GONZÁLEZ LÓPEZ, EMILIO ORTIZ SANFÉLIX, JORGE ARFUCH LEÓN, SERGIO TEJERO GARCIA
Hospital: HOSPITAL UNIVERSITARIO VIRGEN DEL ROCÍO (SEVILLA)

978-84-09-44013-9



Luis R. Ramos Pascua
Presidente de la SECOT



Francisco Baixauli García
Presidente del 58 Congreso



secot
SOCIEDAD ESPAÑOLA DE CIRUGÍA
ORTOPÉDICA Y TRAUMATOLOGÍA
FUNDACIÓN SECOT

11.2 Comunicación en congreso internacional



**SOCIEDAD ANDALUZA DE
TRAUMATOLOGÍA
Y ORTOPEDIA**

LI Congreso

26-28 MAYO-2022

SATO

SOCIEDAD ANDALUZA DE TRAUMATOLOGÍA Y ORTOPEDIA

XII CONGRESO INTERNACIONAL SATO-SOTIMI-SMACOT



SOTIMI **SMACOT**

COMITÉ ORGANIZADOR

Presidente:
Dr. Antoine Nicolás Najem Rizk

Vicepresidentes:
Dr. José Luis Jumilla Carrasco

Vocales:
Dra. Natalia Medina León
Dr. Alberto Sardón Iribarnegaray
Dr. Francisco Hita Rodríguez Contreras
Dra. Eva López Sorroche
Dra. Rocío Martínez Sola
Dr. Javier Olmedo Parra

COMITÉ CIENTÍFICO

Presidente:
Dr. Juan José Ballester Alfaro

Vicepresidentes:
Dr. Carlos Funes Morante
Dr. Alberto Vicente González Cuadrado

Secretaría:
Dra. Aurora Falcón Sánchez

Vocales:
Dr. Alberto Albert Ullibarri
Dr. Tomás Alcántara Martos
Dra. Yulanda Barón Pérez
Dra. Pilar Cañedo Martín
Dr. José Ramón Contreras Rubio
Dr. Juan José Domínguez Amador
Dr. Francisco Javier Estades Rubio
Dr. Simón Fuentes Caparrós
Dr. Abraham García Mendoza
Dr. Alberto Izquierdo Fernández
Dra. Ana Leal Robles
Dra. Macarena López Pliego
Dra. Eva López Sorroche
Dr. Fernando López Viacaya
Dr. Manuel Mesa Ramos
Dra. Dolores del Mar Pérez Romero
Dra. María Dolores Sánchez de la Flor
Dr. Francisco Javier Sotelo Sevillano
Dr. Javier Tallón López
Dr. Plácido Zamora Navas

Almería, 28 de mayo de 2022

CERTIFICAMOS QUE:

Los Dres. **Chans Veres, J.; González López, M.A.; Arfuch León, J.; Ortiz San Félix, E.; Tejero García, S.** del centro Hospital Universitario Virgen del Rocío. Sevilla.

Han presentado la comunicación **Póster** titulada **Inestabilidad de la sindesmosis tras esguince alto de tobillo: nueva metodología diagnóstica.**, durante el **51 Congreso de la Sociedad Andaluza de Traumatología y Ortopedia (SATO) y XII Congreso Internacional SATO-SOTIMI-SMACOT** celebrado los días **26, 27 y 28 de mayo de 2022** en el Palacio de Congresos Cabo de Gata de Almería, con un cómputo total de **21 horas lectivas**.

Y para que así conste, firmamos,



PRESIDENTE COMITÉ ORGANIZADOR
Dr. Antoine Nicolás Najem Rizk





PRESIDENTE SATO
Dr. Juan José Ballester Alfaro

