

BIOMECÁNICA DE LA SINDESMOSIS

P. Martínez de Albornoz Torrente, M. Monteagudo de la Rosa

Hospital Universitario Quirónsalud. Madrid

Facultad de Medicina. Universidad Europea de Madrid

2

Introducción

La sindesmosis es una articulación que proporciona estabilidad y flexibilidad a la mortaja del tobillo. Tiene la peculiaridad de funcionar como un estabilizador dinámico del complejo tibio-peroneo-astragalino. Este concepto de estabilizador dinámico es importante y el conocimiento global de las propiedades biomecánicas de la sindesmosis sana y patológica proporciona un fundamento objetivo para un mejor diagnóstico, tratamiento y rehabilitación.

Se trata de un tema que todavía los cirujanos ortopédicos tenemos pendiente. De aquí el interés creciente en los últimos años, que se traduce con el aumento exponencial de publicaciones al respecto: 16 publicaciones de media anual entre los años 1998 y 2012, y 60 publicaciones de media anual entre los años 2013 y 2018 (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>).

Anatomía mecánica

La estabilidad en carga de la articulación del tobillo y de la sindesmosis se atribuye en parte a:

- 1) La anatomía ósea distal de la tibia y el peroné: “incisura tibiofibular”.
- 2) La estabilidad ligamentosa de los 3 principales ligamentos: ligamento tibiofibular anterior e inferior (LTFAI), ligamento interóseo tibiofibular (LTFI) y las fibras superficiales y profundas (también conocido como ligamento transverso) del ligamento tibiofibular posterior e inferior (LTFPI).

Existe una transición anatómica gradual de la membrana interósea (MIO) al ligamento interóseo, e incluso del LTFI y los ligamentos inferiores anterior y posterior tibiofibulares (LTFAI y LTFPI).



<https://doi.org/10.24129/j.mact.1101.fs1905003>

© 2019 SEMCPT. Publicado por Imaidea Interactiva en FONDOSCIENCE® (www.fondoscience.com).

Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (www.creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

El ligamento interóseo actúa como un ligamento en “resorte”, permitiendo una pequeña separación entre el maléolo medial y lateral durante la dorsiflexión de la articulación talocrural y, por lo tanto, permitiendo un mayor ensamblaje (encaje) del astrágalo en la mortaja. De esta forma, el ligamento interóseo funciona como un amortiguador, neutralizando las fuerzas de la fase del “golpe de talón” (1.ª *rocker*) y también estabiliza la articulación talocrural durante la carga⁽¹⁾.

Biomecánica sindesmal

La sindesmosis como articulación soporta cargas en el:

- 1) Plano coronal: manteniendo la unión de la articulación tibiofibular distal y el encaje de la mortaja talocrural con las fuerzas axiales de carga.
- 2) Plano axial: manteniendo una correcta reducción de la incisura *fibularis* con las fuerzas de rotación.

Biomecánica de los ligamentos

La mayoría de los trabajos que estudian la biomecánica de la sindesmosis están desarrollados en cadáver. Esto conlleva un sesgo a tener en cuenta, dado que existen diferencias de las estructuras en el vivo o en el espécimen. Tanto el módulo de elasticidad como los momentos de carga que se pueden aplicar en la articulación pueden diferir en el vivo y en el cadáver.

Uno de los trabajos de biomecánica de mayor impacto sobre la relevancia de cada ligamento de la sindesmosis fue el llevado a cabo por Ogilvie-Harris *et al.*⁽²⁾. En él se estudió la resistencia de cada ligamento a la diástasis tibiofibular. Hay que tener en cuenta que en este estudio la articulación tibiotalar de los especímenes estaba desarticulada y que solo se aplicaba una fuerza de tracción lateral aislada hasta que se llegaba a los 2 mm de separación. La importancia relativa de los ligamentos respecto de la estabilidad articular demostró ser del 35% para el LTFAI, del 33% para el ligamento transverso, del 22% para el ligamento interóseo y del 9% para el LTFPI⁽²⁾.

Posteriormente, se han desarrollado más trabajos en los que se aplican fuerzas de rotación y cargas más parecidas a las fisiológicas⁽³⁾. Clan-

ton *et al.*⁽³⁾ analizaron la contribución relativa de los 3 ligamentos más importantes de la sindesmosis (anterior, posterior e interóseo) respecto de la estabilidad rotacional. El mecanismo de lesión más típico de la sindesmosis fue el provocado por una rotación externa y un momento de dorsiflexión forzada del tobillo. Los autores⁽³⁾ demostraron que el LTFAI es el responsable del 24% de la resistencia de la sindesmosis a este mecanismo lesional y el primero en dañarse con este gesto⁽⁴⁾. El LTFPI superficial resultó ser una estructura importante de estabilidad (15,1%), al aplicar una fuerza de rotación interna del peroné. Estos mismos autores⁽³⁾ también estudiaron la movilidad de la sindesmosis en carga y descarga. Concluyeron que la movilidad era pequeña en cualquier dirección, incluido el plano rotacional. La movilidad del peroné respecto de la tibia en el plano sagital (anterior-posterior) fue de 3,3 mm. Aplicando una rotación externa, el desplazamiento posterior del peroné fue de 2,6 mm y, al aplicar una fuerza de rotación interna, el desplazamiento anterior fue de 0,7 mm. Al seccionar cada ligamento de la sindesmosis y aplicar la fuerza de rotación externa, estos rangos articulares aumentaron en el plano sagital: traslación de 9,4 mm al seccionar de posterior a anterior y de 10,2 mm de traslación al seccionar de anterior a posterior.

Por lo tanto, la lesión de los ligamentos de la sindesmosis aumenta los movimientos de rotación y traslación del peroné durante la carga y en rotación externa⁽⁵⁾. Este hecho influye en el aumento exponencial de las fuerzas de presión tibiotalar y en el pronóstico futuro de la articulación tras un traumatismo. La apertura de la mortaja en un 1 mm provoca una disminución del área de contacto tibiotalar de un 42%^(6,7), que puede derivar en una inestabilidad y en el desarrollo de la una artrosis precoz.

Patomecánica sindesmal

Tanto el LTFAI como el LTFPI resisten momentos de torsión externa e interna, respectivamente. Las fuerzas de rotación externa aumentan la tensión del LTFAI y disminuyen la tensión del LTFPI. El LTFAI soporta la máxima tensión en flexión plantar y el LTFPI soporta la máxima tensión en posición de dorsiflexión del tobillo (**Figuras 1 a 3**).

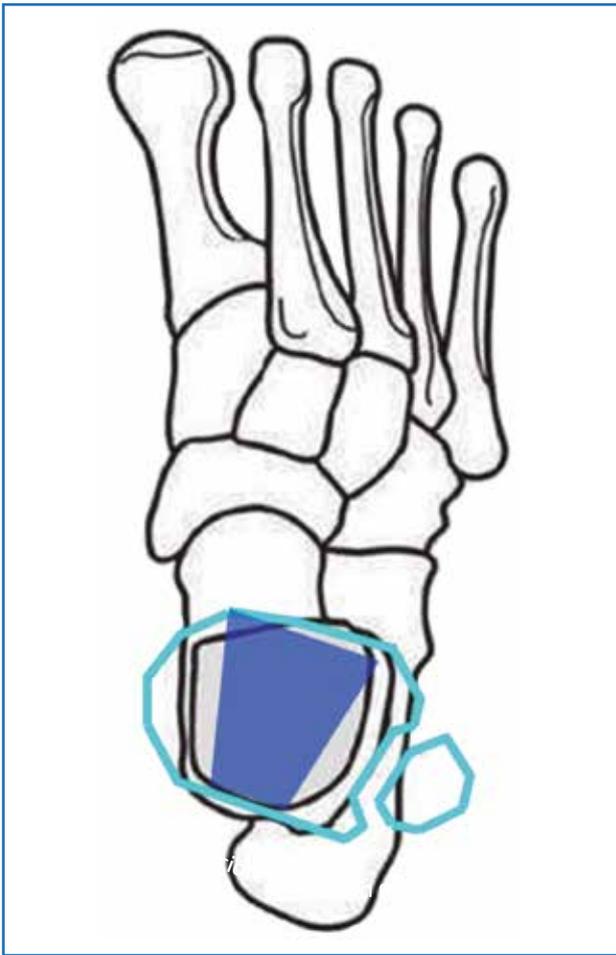


Figura 1. Proyección axial de la relación astrágalo-tibia-peroné.

El mecanismo de lesión más típico de la sindesmosis es el provocado por una rotación externa y un momento de dorsiflexión máxima del tobillo. La lesión puede suceder en cualquier tipo de fractura, pero se asocia con mayor frecuencia con las producidas con el tobillo en pronación-rotación externa, supinación-rotación externa y en las fracturas proximales del peroné (incluida la fractura de Maisonneuve-espiroidea del tercio proximal del peroné asociada a la lesión de la sindesmosis distal tibiofibular). El daño específico de la sindesmosis posterior o la fractura avulsión del LTFPI ocurre según la clasificación de Lauge-Hansen en supinación-eversión, pronación-ever-

sión o pronación-abducción del tobillo. El LTFPI es grueso y fuerte, y normalmente las fuerzas de estrés excesivas terminan provocando una fractura avulsión del maléolo posterior antes que una ruptura del ligamento en sí⁽⁸⁾. Cuando se reduce la fractura avulsión del maléolo posterior, la sindesmosis queda reducida y estabilizada (**Figura 4**).

En el trabajo de D. Xu *et al.*⁽⁹⁾ utilizaron tecnología en 3 dimensiones (3D) y la correlación digital de la imagen (DIC) para, en primer lugar, analizar todo el espectro de la tensión sindesmal con el pie en rotación; y, en segundo lugar, analizar las fuerzas de tensión “regionales” individualizando los ligamentos: LTFAI, LTFPI y MIO. El estudio demostró una tensión elevada de la banda proximal del LTFAI y de la sustancia media próxima al tubérculo de Chaput cuando el tobillo estaba sometido a rotación externa. Estudiaron las características anisótropas de los ligamentos de la sindesmosis ante estímulos de carga fisiológicas. Demostraron que estas características biomecánicas de anisotropía de los ligamentos de la sindesmosis podían alterarse al aplicar diferentes tipos de cargas. La lesión más frecuente del LTFAI ocurre en la sustancia media y raramente se observaban fracturas por avulsión (**Figura 5**). Cuando esta rotura sucedía, solía estar situada más cerca de la zona de inserción fibular. La identificación de las regiones con niveles altos de tensión del LTFAI tiene unas implicaciones potenciales de cara a las técnicas de reconstrucción y aumentación de este ligamento. El comportamiento mecánico de las áreas más profundas del LTFPI permaneció sin clarificar. S.J. Warner *et al.*⁽¹⁰⁾ no demostraron un patrón concreto de rotura del LTFPI. Sin embargo,

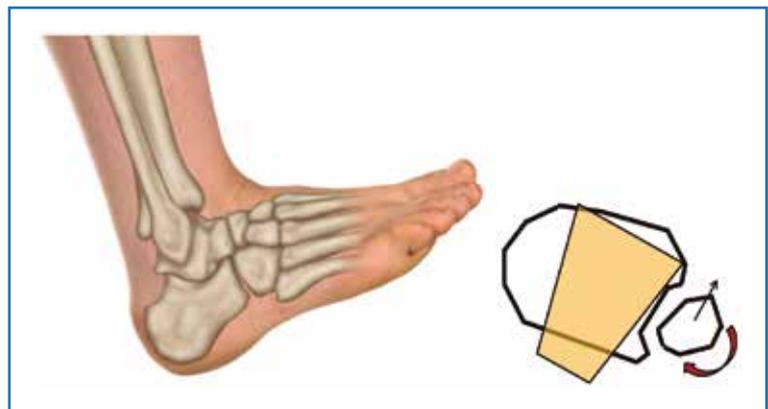


Figura 2. Movimiento del peroné en la sindesmosis en flexión dorsal.

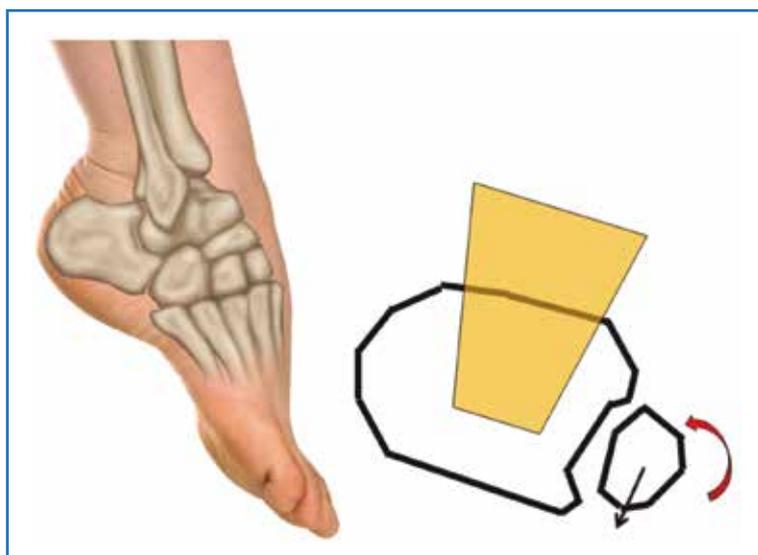


Figura 3. Movimiento del peroné en la sindesmosis en flexión plantar.

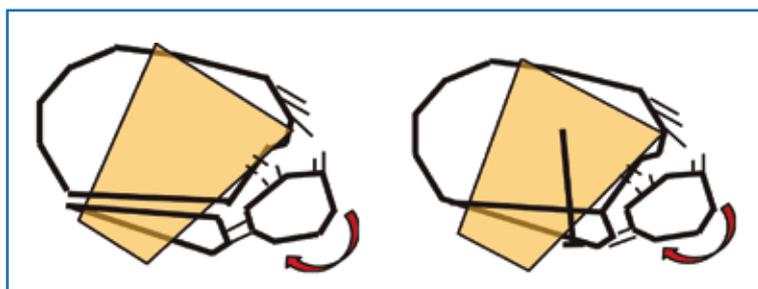


Figura 4. Patrón de lesión del ligamento tibiofibular posterior e inferior: solidario con el canto posterior de la tibia.

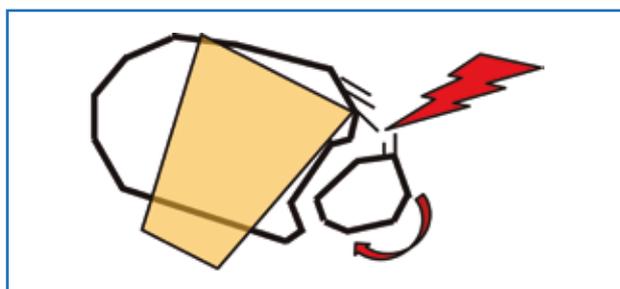


Figura 5. Patrón de lesión del ligamento tibiofibular anterior e inferior.

la fractura del canto posterior de la tibia sí que podía representar un patrón de lesión del LTFPI. La fractura por avulsión debe ser producida por una fuerza compuesta, no solo por una simple fuerza en rotación. En un estudio en el que analizaban las imágenes de resonancia nuclear magnética (RNM) y las contrastaban con los hallazgos

quirúrgicos, se observó que cerca del 95-96% de las lesiones del LTFPI sucedían como amplias delaminaciones del maléolo posterior y no de la sustancia media del LTFPI⁽¹⁰⁾. Respecto de la resistencia de la MIO, estos autores demostraron que soportaba tensiones oblicuas. Este hallazgo es consistente con la distribución anatómica de sus fibras, en ángulo oblicuo, a lo largo de la MIO. Este estudio no apoya la idea de la reconstrucción de un ligamento único para restaurar completamente la estabilidad rotacional, en el contexto de fracturas graves de tobillo en rotación externa.

Reparación mecánica sindesmal

La reducción anatómica de la sindesmosis distal tibiofibular es fundamental para una correcta cinemática tibiotalar y la clave del pronóstico a largo plazo del funcionamiento del tobillo⁽¹¹⁾. Es importante tener una visión tridimensional tras la lesión de esta articulación. Las facetas articulares deben servir de ayuda como puntos de referencia para una correcta reducción del maléolo lateral en la incisura fibular⁽¹²⁾. Estos dos huesos

que forman la sindesmosis están en contacto máximo en flexión plantar cuando el peroné rota internamente y se desplaza anteriormente. Aunque esta articulación se pueda entender como una articulación menor al considerar la limitada zona de superficie de cartílago articular, lo cierto es que este encaje de huesos juega un papel clave en la detección de la mala alineación de la mortaja en las fracturas de tobillo o de cara a procedimientos de reconstrucción quirúrgica de la sindesmosis anterior. El LTFAI juega un papel importante en la estabilidad de esta articulación y en el centrado del peroné en la incisura.

En condiciones fisiológicas, en un tobillo sano, la movilidad del peroné a la altura de la sindesmosis es pequeña y apenas varía en estudios de imagen en carga y descarga⁽¹³⁾. Los objetivos de la reparación articular están cada vez más orien-

tados a reproducir la “estabilización” original de los tejidos y ligamentos de la sindesmosis con el fin de reproducir la original cinemática ósea. Teniendo en cuenta estos conceptos, en el contexto de una lesión ligamentosa de la sindesmosis, el objetivo debería ser disminuir la presión de contacto tibiotalar y permitir una movilidad fisiológica del peroné.

Las estrategias del manejo en las lesiones del tobillo están más encaminadas a conseguir una mortaja “anatómicamente alineada” que a basarse solo en la “estabilidad”⁽¹⁴⁾.

Conceptualmente, un sistema de fijación rígido no permitiría la flexibilidad de esta articulación y provocaría excesiva rigidez. Por el contrario, un sistema más flexible sí que controlaría la reducción del plano coronal, pero resultaría insuficiente para controlar las cargas del plano sagital y las fuerzas de rotación del peroné^(3,15).

Nuevas perspectivas en mecánica sindesmal

Necesitamos seguir profundizando en el comportamiento biomecánico y anisotrópico de los ligamentos sindesmales. Desde el punto de vista clínico, se están empezando a realizar estudios de imagen, como la tomografía axial computarizada (TAC) en carga, en pacientes que puedan apoyar con el fin de cotejar estos resultados con los de los estudios en cadáver⁽¹⁶⁾. Igualmente, con el objetivo de mejorar las técnicas de reparación, se está introduciendo el uso de la TAC intraoperatoria (O-arm)⁽¹⁷⁾. Su finalidad es comprobar en tiempo real la consecución de una correcta reducción de la longitud y la rotación del peroné en la incisura fibular, el desplazamiento medio-lateral, la alineación de la mortaja y una correcta colocación del material de osteosíntesis. Los resultados combinados del trabajo de laboratorio y de la práctica clínica son probablemente el futuro que nos lleve a una mayor comprensión biomecánica y patomecánica de los ligamentos de la sindesmosis.

Bibliografía

1. Hocker K, Pachucki A. [The fibular incisure of the tibia. The cross-sectional position of the fibula in distal syndesmosis]. *Unfallchirurg*. 1989;92:401-6.
2. Ogilvie-Harris DJ, Reed SC, Hedman TP. Disruption of the ankle syndesmosis: biomechanical study of the ligamentous restraints. *Arthroscopy*. 1994;10(5):558-60.
3. Clanton TO, Williams BT, Backus JD, Dornan GJ, Liechti DJ, Whitlow SR, et al. Biomechanical Analysis of the Individual Ligament Contributions to Syndesmotic Stability. *Foot Ankle Int*. 2017 Jan;38(1):66-75.
4. Kelikian H, Kelikian S. *Disorders of the Ankle*. Philadelphia: W. B. Saunders Company; 1985. pp. 4-8.
5. Hunt KJ, Goeb Y, Behn AW, Criswell B, Chou L. Ankle joint contact load and displacement with progressive syndesmotic injury. *Foot Ankle Int*. 2015;36(9):1095-103.
6. Harris J, Fallat L. Effects of isolated Weber B fibular fractures on the tibiotalar contact area. *J Foot Ankle Surg*. 2004;43:3-9.
7. Ramsey PL, Hamilton W. Changes in tibiotalar area of contact caused by lateral talar shift. *J Bone Joint Surg*. 1976;58-A:356-7.
8. Van de Perre S, Vanhoenacker FM, De Vuyst D, Parizel R. Imaging anatomy of the ankle. *JBR-BTR*. 2004 Nov-Dec;87(6):310-4.
9. Xu D, Wang Y, Jiang C, Fu M, Li S, Qian L, et al. Strain Distribution in the Anterior Inferior Tibiofibular Ligament, Posterior Inferior Tibiofibular Ligament, and Interosseous Membrane Using Digital Image Correlation. *Foot Ankle Int*. 2018 May;39(5):618-28.
10. Warner SJ, Garner MR, Schottel PC, Hinds RM, Loftus ML, Lorich DG. Analysis of PITFL injuries in rotationally unstable ankle fractures. *Foot Ankle Int*. 2015;36:377-82.
11. Sagi HC, Shah AR, Sanders RW. The functional consequence of syndesmotic joint malreduction at a minimum 2-year follow-up. *J Orthop Trauma*. 2012;26(7):439-43.
12. Bartonicek J. Anatomy of the tibiofibular syndesmosis and its clinical relevance. *Surg Radiol Anat*. 2003 Nov-Dec;25(5-6):379-86.
13. Hoogervorst P, Working ZM, El Naga AN, Marmor M. In Vivo CT Analysis of Physiological Fibular Motion at the Level of the Ankle Syndesmosis During Plantigrade Weightbearing. *Foot Ankle Spec*. 2018 Jun. [Epub ahead of print].
14. Kwon JY, Cronin P, Velasco B, Chiodo C. Evaluation and Significance of Mortise Instability in Supination External Rotation Fibula Fractures: a Review Article. *Foot Ankle Int*. 2018 Jul;39(7):865-73.
15. La Mothe JM, Baxter JR, Murphy C, Gilbert S, DeSantis B, Drakos MC. Three-dimensional analysis of fibular motion after fixation of syndesmotic injuries with a screw or suturebutton construct. *Foot Ankle Int*. 2016;37(12):1350-6.

16. 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.* 2018 Apr. [Epub ahead of print].
17. Hsu AR, Gross CE, Lee S. Intraoperative O-arm computed tomography evaluation of syndesmotic reduction: case report. *Foot Ankle Int.* 2013 May;34(5):753-9.