

Biomecánica del calcáneo

L.F. Llanos Alcázar y C. Martín López

Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología I. Hospital 12 de Octubre. Madrid.

Distribución de cargas. Debido al diseño en forma de «trípode» del complejo articular «astrágalo-calcáneo-escafoideo», se produce una distribución de cargas a través del astrágalo, correspondiendo un 58% de las mismas a la articulación subastragalina (ST) y el resto, por medio de la articulación astragaloescafoidea, se transmite hacia las cabezas metatarsales. Un 75% de la presión transmitida a la ST se localiza en la faceta articular posterior, y así mismo, allí es donde se localiza el pico de presión. Por ello, la ST posterior es más vulnerable a las fracturas por mecanismo compresivo y a desarrollar artrosis postraumática. Una elevación importante de las cargas soportadas por la ST origina aumento de las áreas de contacto en la parte anterior de la articulación y traslación del centro de presión en dicha dirección, probablemente debido al aplanamiento del arco longitudinal anterior y a la listesis del astrágalo bajo tal aumento de carga. La mayor parte del estrés se concentra sobre la porción cercana al triángulo radiológico de Gissane.

Variaciones topográficas. Las variaciones topográficas de las propiedades mecánicas indican que las fuerzas más importantes ejercidas sobre el calcáneo se transmiten medialmente a través del complejo articular subastragalino. Las diferencias halladas en la proporción entre la resistencia del hueso y aparente densidad medidas en las tres superficies articulares, indican la existencia de una orientación trabecular compleja del calcáneo.

Montaje más rígido y estable. El montaje en triangulación es el más rígido y estable de los montajes testados.

Palabras clave: calcáneo, biomecánica.

Biomechanics of the calcaneus

Load distribution. In first place, the tripod-shaped design of the talus-calcaneus-navicular articular complex distributes loads throughout the talus, 58% corresponding to the subtalar (ST) joint and the rest being transmitted through the talonavicular joint to the metatarsal heads. In second place, 75% of the pressure transmitted to the ST joint is located in the posterior articular facet, making this the peak pressure point. Consequently, the posterior ST joint is vulnerable to compression fractures and to the development of post-traumatic fusion. Finally, in third place, any major increase in the loads borne by the ST joint increases the areas of contact in the anterior part of the joint and transfers the pressure point in that direction, probably due to flattening of the anterior longitudinal arc and talar slippage in response to increased load. Most of the stress is concentrated near the radiologic triangle of Gissane.

Topographic variations. Topographic variations in the mechanical properties indicate that the most important forces acting on the calcaneus are transmitted medially through the subtalar articular complex. Differences in the proportion of bone resistance to apparent density measured on the three articular surfaces indicate the existence of complex trabecular structures in the calcaneus.

Assembly quality. Triangulated assembly was the most resistant and stable assembly tested.

Key words: calcaneus, biomechanics.

Correspondencia:

L. F. Llanos Alcázar.
Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología I.
Hospital 12 de Octubre.
Ctra. de Andalucía, km. 5, 400.
28041 Madrid.

ANATOMÍA FUNCIONAL

En este artículo se va a revisar los principales conocimientos de la biomecánica del calcáneo, haciendo primero un repaso a su anatomía funcional.

El calcáneo es el hueso más grande del tarso. Mide de promedio 7,5 cm de largo, 4 cm de ancho y unos 4 cm de altura. Su eje mayor se dirige hacia delante, arriba y lateral. En conjunto, adopta la forma de un cubo irregular con seis caras.

La cara superior se articula con el astrágalo, soportando tres facetas articulares importantes: anterior, media y posterior que, con las correspondientes del astrágalo, constituyen la articulación calcaneoastragalina o subastragalina. La faceta posterior, convexa, mide aproximadamente 33 x 25 mm; la media, ligeramente cóncava, 20 x 12 mm, situada sobre el *sustentaculum tali* del calcáneo, y la anterior algo cóncava y unida en un 25% de los casos a la media, mide unos 12 x 8 mm. Entre las facetas media y posterior discurre la ranura astragalina que, junto con la calcánea del astrágalo, forma el *sinus tarsi*; éste, con su prolongación o canal del tarso, contiene la inserción del ligamento interóseo astragalocalcáneo (fig. 1).

La cara superior del calcáneo forma dos ángulos de interés clínico, visibles en las radiografías de perfil: a) el *ángulo tuberositario de Böhler*, que mide unos 35°-40° trazado desde el borde superior del hueso hasta el borde superior de la cara articular posterior; b) el *ángulo crucial de Gissane*, que mide entre 120° y 145° que, trazado entre la cara articular posterior y el borde superior de la apófisis anterior, se corresponde con la porción acunada de la apófisis lateral del astrágalo.



Figura 1. Cara superior del calcáneo con sustentaculum tali y faceta sustentacular (o), faceta talámica posterior (x) y seno del tarso (*).

Las caras medial y lateral contribuyen a formar los respectivos canales calcáneos, por los que discurren nervios y vasos, así como tendones que estabilizan la unidad articular astragalocalcánea. Su deformidad o desestructuración originará síndromes compresivos, con patología específica regional. La cara medial presenta el *sustentaculum tali*, que prolonga el hueso en sentido anteromedial y se inclina inferior y anteriormente unos 45°. Soporta y estabiliza la porción medial del astrágalo (fig. 2).

La cara inferior del calcáneo es triangular con dos tubérculos en la base posterior (posteromedial y posterolateral) de los que el medial corresponde al área de carga principal y uno en el vértice anterior. El tubérculo posterior da inserción a la aponeurosis plantar y al músculo flexor corto plantar; el músculo abductor del dedo gordo se origina en el tubérculo medial y el abductor del quinto dedo en el lateral. Por su parte, en el tubérculo anterior se insertan ligamentos plantares.

Así constituido, el calcáneo actúa como una auténtica palanca transmisora de la fuerza del músculo tríceps al pie. Los movimientos de inversión y eversión van a influir en la movilidad y rigidez del mediopié y antepié durante las fases de la marcha.

A través de la articulación ST disminuye el impacto del talón, modulándose las fuerzas rotatorias internas de la tibia entre la fase de ataque o *heel strike* y la de apoyo total en pronación del pie. Con el pie pronado, tanto el arco longitudinal del pie como la articulación de Chopart se hacen menos rígidos, pudiendo absorber la energía del impacto. Inversamente, entre las fases de apoyo total y de despegue (*toe-off*), esas dos estructuras, al supinarse como reacción a la rotación externa tibial, se convierten en rígidas; el pie rota para convertirse en una palanca sobre la que actúa la potencia del tríceps¹.

El calcáneo también desempeña un papel importante en el movimiento de inversión y eversión, protectores de la ar-

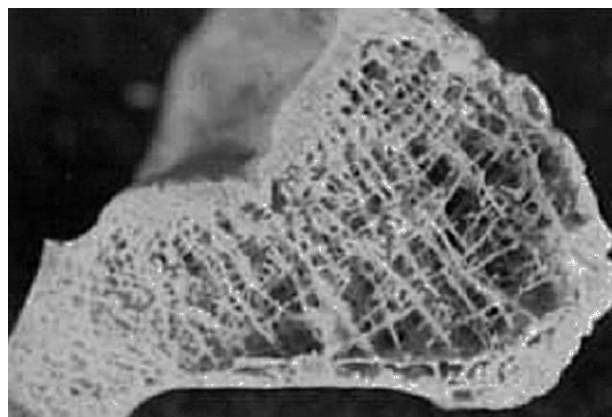


Figura 2. Corte frontal del calcáneo a nivel del sustentaculum tali en el que se aprecia el espesamiento trabecular correspondiente al sistema sustentacular.

ticulación tibioastragalina (ATPA) frente a los movimientos de inclinación mediales y laterales. La orientación normal del calcáneo proporciona al complejo articular periastragalino el soporte vertical y la transmisión de fuerzas a la columna externa del pie necesarias para que el mediopié y el antepié adopten las posiciones de abducción y aducción².

Sistemas trabeculares

El calcáneo se configura a modo de un cóndilo asimétrico, con el hueso cortical rodeando el hueso esponjoso trabecular. La organización del hueso esponjoso está directamente influida por la magnitud y dirección de las fuerzas ejercidas. Los trabajos de Jensen et al³, que estudiaron la densidad trabecular del calcáneo (módulo de Young y densidad aparente) por medio de pruebas de penetración ósea, muestran que la superficie astragalocalcánea soporta la mayor parte de las cargas, puesto que el módulo de Young y la densidad trabecular en ésta son de dos a tres veces más grandes que en la apófisis mayor o en la tuberosidad.

El modelo arquitectural formado por la yuxtaposición triangular de los sistemas trabeculares talámico, apofisario y plantar, ha sido comparado a una cercha de carpintero, que estaría constituida por dos arbotantes (talámico y apofisario) unidos por una viga maestra plantar.

El calcáneo presenta cinco sistemas trabeculares:

1) Un sistema talámico, a través del cual las trabéculas, partiendo de la cara profunda del tálamo, descienden en abanico, de forma que las más posteriores son casi horizontales y las más anteriores casi verticales. Continúa el denominado primer sistema astragalino y en los cortes frontales se aprecia un mayor refuerzo trabecular en la cara medial.

2) Sistema apofisario anterior, continuación del segundo sistema astragalino. Las trabéculas parten del seno del tarso y de la apófisis mayor, irradiando en abanico hacia el cuboide.

3) Sistema plantar (anterior y posterior), que se dispone de atrás adelante, formando un abanico de concavidad craneal.

4) Sistema del *sustentaculum tali*, formado por unas trabéculas verticales en el calcáneo. Sostienen la plataforma simétrica del astrágalo, a la cual van a terminar, a su vez, unas trabéculas verticales procedentes de la tibia.

5) Sistema aquíleo o aquíleocalcáneo-plantar (Viladot), que refuerza el calcáneo en su ángulo posteroinferior.

El talón, por su función clave en el mantenimiento de la bóveda plantar y distribución de cargas, va a estar mantenido específicamente por el sistema del *sustentaculum tali* y del maléolo peroneo para evitar su derrumbamiento en valgo, en conjunción con el primer y tercer sistema tibioastragalino. Estos sistemas trabeculares trabajarán de manera complementaria con las estructuras capsuloligamentarias y musculares del complejo articular periastragalino⁴ (figs. 2, 3 y 4).

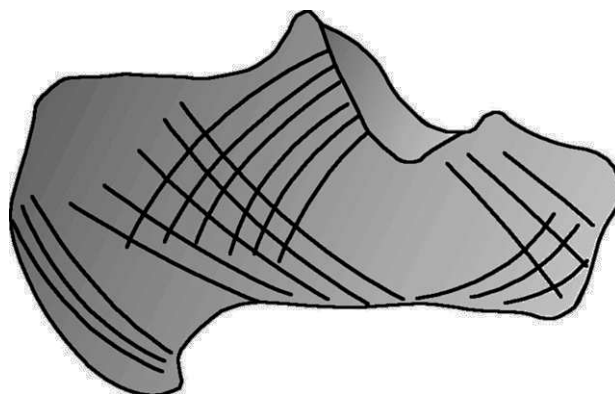


Figura 3. Sistemas trabeculares principales del calcáneo.

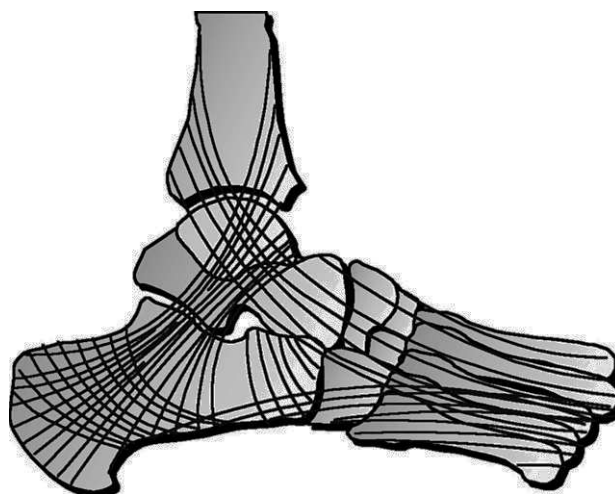


Figura 4. Sistemas trabeculares del complejo articular periastragalino.

Cinemática astragalocalcánea

Estudios de Lundberg⁵ y Rasmussen⁶ han permitido cuantificar el arco de movimiento en las ATPA y ST en condiciones estáticas y dinámicas del tobillo. Los valores hallados para la subastragalina son: 3-6° en flexión plantar, 1-5° en flexión dorsal, 1-8° en inversión, 6-13° en evasión, 1-4° en abducción y 7-10° en aducción.

Parentau et al⁷ a partir de la determinación de los centros de rotación de la subastragalina y de los momentos angulares en relación con los mismos, establecen que dichos momentos alcanzan un máximo valor de -44Nm y -52° en flexión dorsal, de 37Nm y 72° en flexión plantar, 33 Nm y 37° en inversión, y 44 Nm y 32° en evasión.

Se han determinado los momentos mecánicos que provocan el fallo de las estructuras del tobillo y subastragalina, relacionándolos a su vez con algunas de las lesiones más frecuentes en la ATPA y ST. Las lesiones más frecuentemente halladas en la subastragalina son las roturas del ligamento interóseo astragalocalcáneo en flexión plantar, del

ligamento peroneocalcáneo en inversión y del deltoideo en eversión. Las mediciones realizadas de cada una de estas roturas experimentalmente («prueba en situación casi estática»), se refieren al momento de fuerza aplicado hasta provocar el fallo de la estructura en diferentes arcos de movimiento y a lo largo del eje lateral (flexión dorsal/plantar) y longitudinal (inversión/eversión), tal y como resumimos:

1) Flexión plantar: a $71,6^\circ$ de media y 40-44 Nm, rotura del ligamento interóseo y de la inserción del deltoideo.

2) Dorsiflexión: a -44° de media y 33 Nm, rotura del peroneocalcáneo en peroné e interóseo.

3) Inversión: a -34° de media y -33/-36 Nm, rotura del peroneocalcáneo en calcáneo y del interóseo.

4) Eversión: a $32,4^\circ$ de media y 46-48 Nm, avulsiones del deltoideo en calcáneo, tibia y astrágalo, fractura de calcáneo y subluxación anterior del astrágalo.

ÁREAS DE CONTACTO Y DISTRIBUCIÓN DE CARGAS

Las fuerzas que producen las fracturas del calcáneo combinan básicamente mecanismos de compresión y cizallamiento tras un impacto cráneo-caudal. Por otra parte, los principales patrones biomecánicos que explican la dirección e intensidad del desplazamiento fracturario son la velocidad del impacto y la posición geométrica del pie en el momento de recibirlo.

Seguidamente revisaremos algunos aspectos relacionados con la estructura del calcáneo y su adaptación a las cargas, así como con la patomecánica.

Cargas soportadas por la articulación subastragalina

Chung-Li Wang et al⁸ analizaron sobre miembros de amputación con partes blandas conservadas la distribución de cargas en la articulación (ST). Mediante un montaje experimental aplicaron las cargas principalmente a través de la porción anteroinferior de la cara talámica posterior, cercana al suelo del *sinus tarsi*. Los resultados obtenidos indican que la superficie de contacto de las diferentes áreas de la articulación ST sometidas a una presión superior a los 2,45 Mpa ($1,18 \text{ cm}^2$) corresponde solamente al 12,7% del total de la superficie articular ($9,31 \text{ cm}^2$) y de ella, el 76% pertenece a la faceta talámica posterior (fig. 5).

De la fuerza total transmitida a través de estas áreas de contacto ($348,5 \pm 41,7 \text{ N}$), el 58% del total corresponde a la fase de ataque del suelo o *heel-strike* (600 N) y el 75% de la misma se transmite hacia la faceta articular posterior. El dato relevante es que no se han hallado diferencias significativas entre las medias de presión obtenidas en la porción anterior y posterior de la ST.

El pico máximo de carga se produce en la porción articular posterior durante la fase de apoyo total, con el pie en

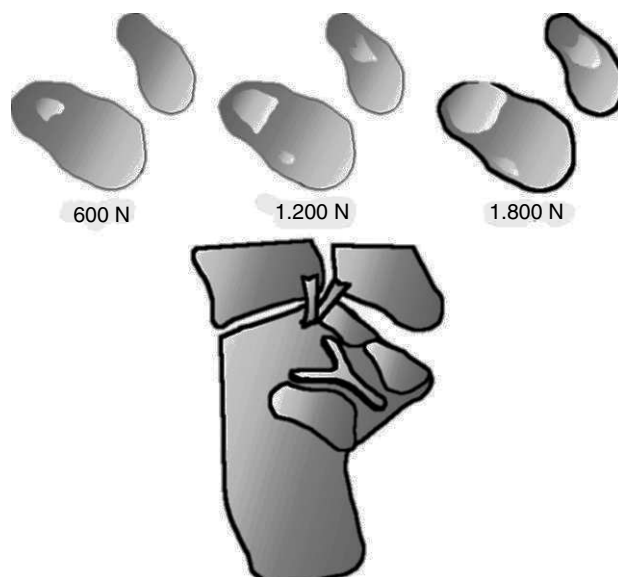


Figura 5. Distribución de la presión ejercida sobre la articulación ST bajo diferentes cargas. La carga se transmite principalmente por la porción anteroinferior de la faceta posterior talámica, cerca del seno del tarso, especialmente cuando aumenta la carga (modificado de Chung-Li W, et al⁸).

posición neutra. El área de contacto se incrementa con el pie en dorsiflexión y disminuye en flexión plantar. Cuando el pie se encuentra en flexión plantar extrema el área de contacto se desplaza al margen posterior de la faceta articular posterior. Asimismo, el movimiento de eversión aumenta la presión intraarticular ST en contraste con la inversión superior a 10° , que la disminuye.

¿Cómo se comporta la ST con la ATPA fusionada? Básicamente, no cambia el comportamiento, si bien tanto la fuerza total transmitida como el área de contacto bajo presión aumentan. El centro de presión se traslada posteriormente, debido a una traslación dorsal del área de contacto posterior, con disminución en la parte articular anterior. En cuanto a la posición relativa de los centros mediolaterales, existe una ligera variación.

En resumen debido al diseño en forma de «trípode» del complejo articular «astrágalo-calcáneo-escafoideo», se produce una distribución de cargas a través del astrágalo, correspondiendo un 58% de las mismas a la ST y el resto, por medio de la articulación astragaloescafoidea, se transmite hacia las cabezas metatarsales. Un 75% de la presión transmitida a la ST se localiza en la faceta articular posterior y así mismo, es en ésta donde se localiza el pico de presión. Por ello, la ST posterior es más vulnerable a las fracturas por mecanismo compresivo y propende a desarrollar artrosis postraumática.

Una elevación importante de las cargas soportadas por la ST origina aumento de las áreas de contacto en la parte anterior de la articulación y traslación del centro de presión en dicha dirección, probablemente debido al aplanamiento

del arco longitudinal anterior y a la listesis del astrágalo bajo tal aumento de carga. La mayor parte del estrés se concentra sobre la porción cercana al ángulo radiológico de Gissane.

Este hecho explica claramente la anatomía patológica de las fracturas intrarticulares del calcáneo y el trazado de la denominada «línea primaria de fractura», que habitualmente asienta en esa área⁹ (fig. 6).

Cargas soportadas por el calcáneo

Como se ha indicado, Jensen et al estudiaron las propiedades mecánicas del hueso trabecular y la relación entre los parámetros mecánicos de la *facies cuboidea*, *facies articularis talaris posterior* y *tuber* del calcáneo humano.

Para ello utilizaron 39 calcáneos humanos de autopsia (media de edad 74 años), sometidos a pruebas de compresión uniaxial (20 especímenes) o de penetración (19 especímenes). Para las pruebas de compresión se realizaron cortes de 6,5 mm de espesor de los que se extrajeron cilindros de un diámetro de 6,5 mm (dos de la faceta calcáneo-cuboidea [CC], 4 de la talámica posterior [TP] y 4 de la tuberosidad [T]). Para la prueba de penetración se midieron 8, 11 y 12 puntos respectivamente en las superficies citadas (fig. 7).

Los resultados, con valores más altos de aparente densidad en la TP que en la T, indican que se transmite más carga desde el suelo hacia la pierna a través de la TP que de la T, aceptando a partir del estudio de Carter et al¹⁰ que existe una fuerte correlación entre densidad y resistencia ósea, y que el hueso sometido a carga es regulado según las leyes de Wolff¹¹.

Las diferencias entre T y TP y CC son incluso mayores respecto a la fuerza y módulo de Young, que son aproximadamente tres veces inferiores al de T. Así, la prueba de di-

rección en T puede diferir significativamente de la dirección trabecular principal.

La distribución de la fuerza de penetración en las superficies articulares, y la relación de la fuerza de penetración entre las tres superficies, indica que la mayor parte de la

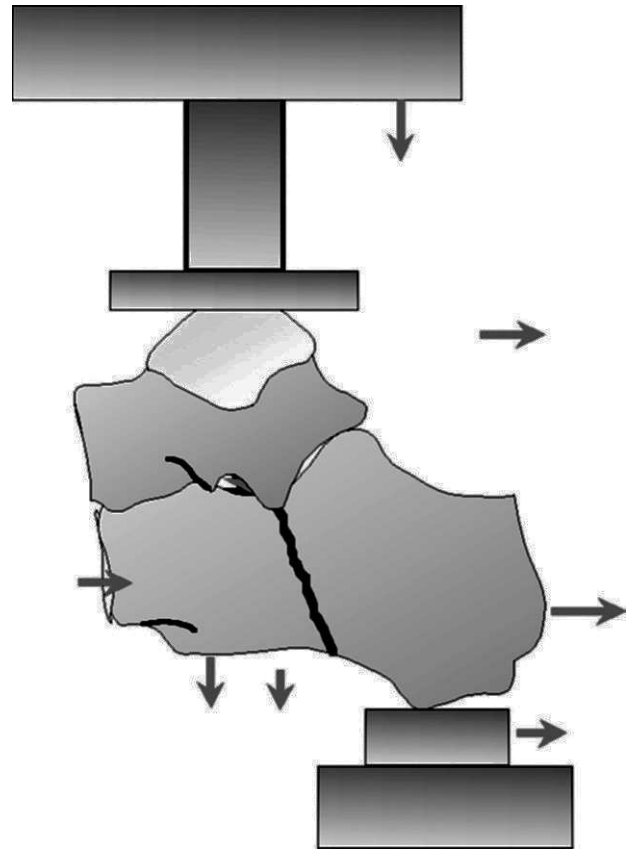


Figura 6. «Línea primaria» de fractura intratálamica.

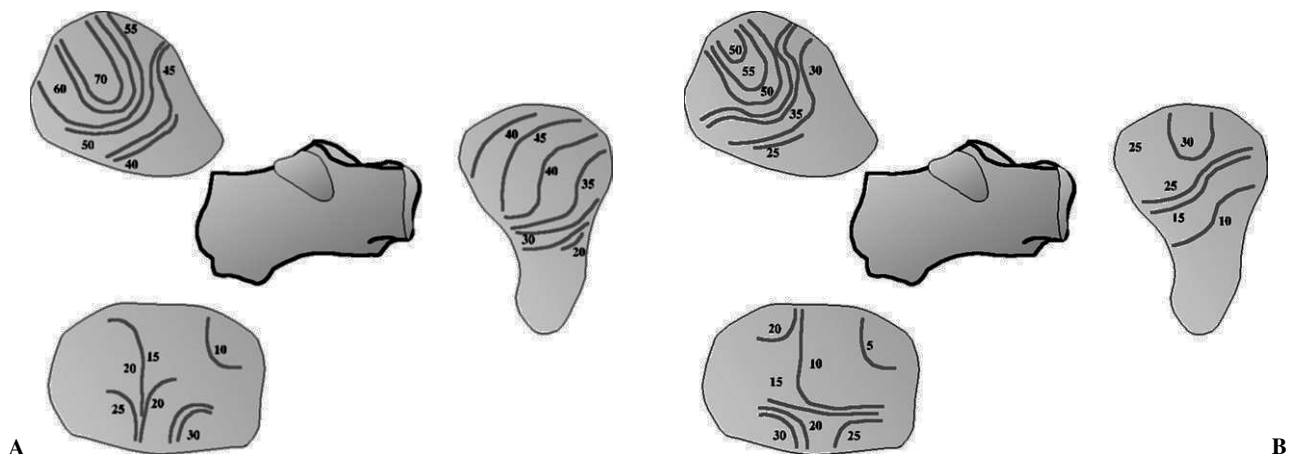


Figura 7. Resultados de la prueba de penetración en las articulaciones talámica posterior, calcaneocuboidea y en la tuberosidad, que indica la distribución preferencial de las presiones a través de la faceta talámica posterior (modificada de Jensen N, et al³). (A) Nivel «1» de fuerza de penetración. (B) nivel «5». TP: facies talámica posterior; CC: facies calcaneo-cuboidea; T: tuberosidad.

carga se transmite a través de la porción medial del complejo articular del tobillo, y que una gran proporción de esta carga es transmitida a través de la TP.

El esqueleto de la extremidad proximal de la tibia ha sido bien estudiado desde el punto de vista mecánico. Aunque existe una identidad entre las propiedades mecánicas del hueso trabecular de la extremidad proximal de la tibia y de la TP y CC del calcáneo bajo compresión (media de $E_{max} = 445$ Mpa, y de aparente densidad = $0,289 \text{ g cm}^{-3}$)¹², la tibia presenta un valor mucho más alto de aparente densidad que las tres superficies articulares calcáneas.

Las diferencias observadas respecto de la densidad aparente y propiedades mecánicas podrían explicarse por la distinta orientación trabecular existente en ambos huesos. Así, en la extremidad proximal tibial existe una clara disposición trabecular principal a lo largo del eje longitudinal del hueso; en consecuencia, los módulos de Young a lo largo del eje mayor son significativamente mayores que los correspondientes al plano transversal¹². Por el contrario, no se ha identificado una orientación trabecular predominante o principal en el calcáneo. Los valores medios de la prueba de penetración de la meseta tibial interna medidos por Hvid y Hansen¹³ son 52,8 Mpa, en tanto que en la CC es de 45 Mpa y en la TP de 70 Mpa.

Podría deducirse de todo lo expuesto que la tuberosidad calcánea debería ser la porción más resistente del hueso, tal y como hallaron Weaver y Chalmers¹⁴ para soportar la carga que incide en esa zona, especialmente durante la fase de

despegue de la marcha. Sin embargo, cálculos realizados sobre las fuerzas teóricas que se producen durante la fase de apoyo de la marcha muestran que las fuerzas más importantes y de más duración se localizan medialmente en el complejo subastragalino y no en la tuberosidad del calcáneo¹⁵. Este trabajo apoya dichos hallazgos.

En resumen, las variaciones topográficas de las propiedades mecánicas indican que las fuerzas más importantes ejercidas sobre el calcáneo se transmiten medialmente a través del complejo articular subastragalino.

Las diferencias halladas en la proporción entre la resistencia del hueso y aparente densidad medidas en las tres superficies articulares indican la existencia de una orientación trabecular compleja del calcáneo.

Estabilidad mecánica de los implantes

Badet et al¹⁶ reproducen en 16 calcáneos fracturas tipo IV de Duparc, a los que se produce con sierra un trazo fracturario fundamental (o primario) mediotalámico sagital y tres trazos secundarios (pretalámico frontal, retrotalámico frontal y subtalámico plantar vertical) (fig. 8), que sintetizan de tres maneras diferentes: a) montaje en triangulación con placas AO en 1/4 de tubo rectas, moldeables, apoyadas entre sí, con orificios redondos para tornillos corticales de 3,5 mm. de diámetro, que reproducen la orientación de los sistemas trabeculares más importantes del calcáneo (arciforme, plantar inferior y talámico), con el tálamo fijado en el

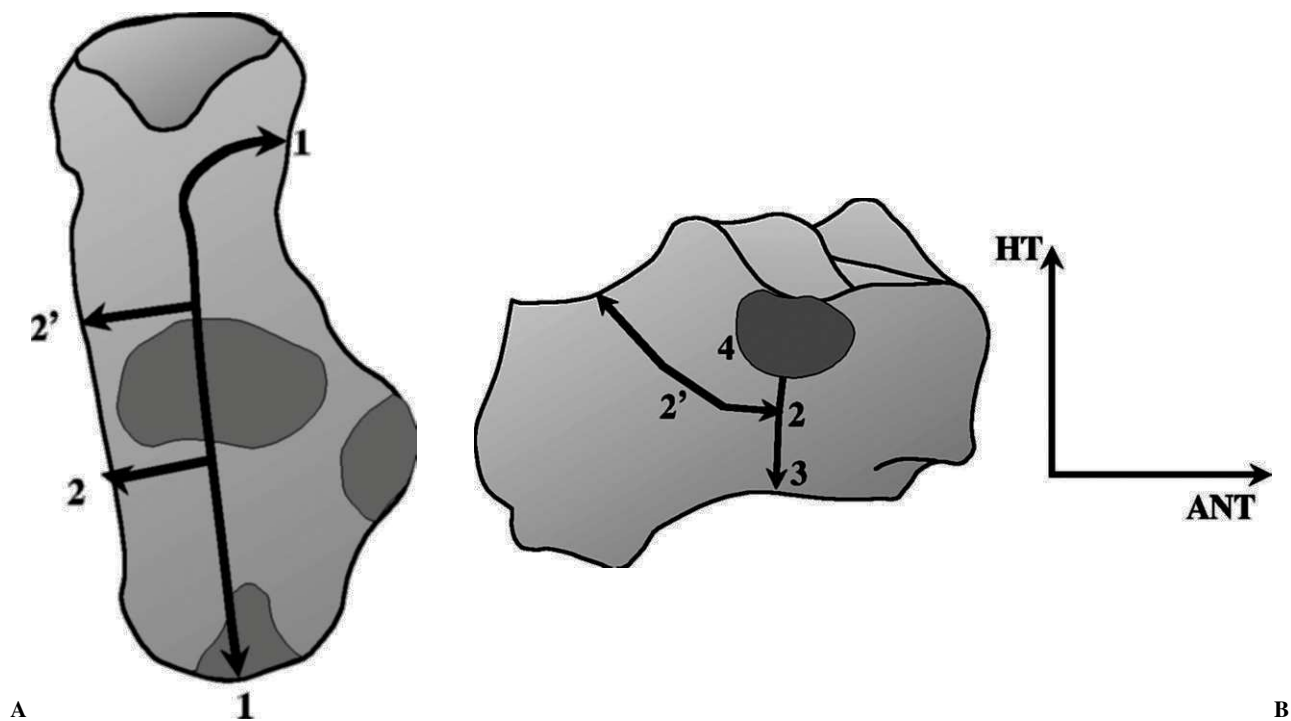


Figura 8. Fractura intratalámica. (A) Proyección horizontal. (B) Proyección lateral: 1) línea «primaria», 2) líneas pre y retrotalámicas, 3) trazo subtalámico plantar y 4) hundimiento del tálamo.

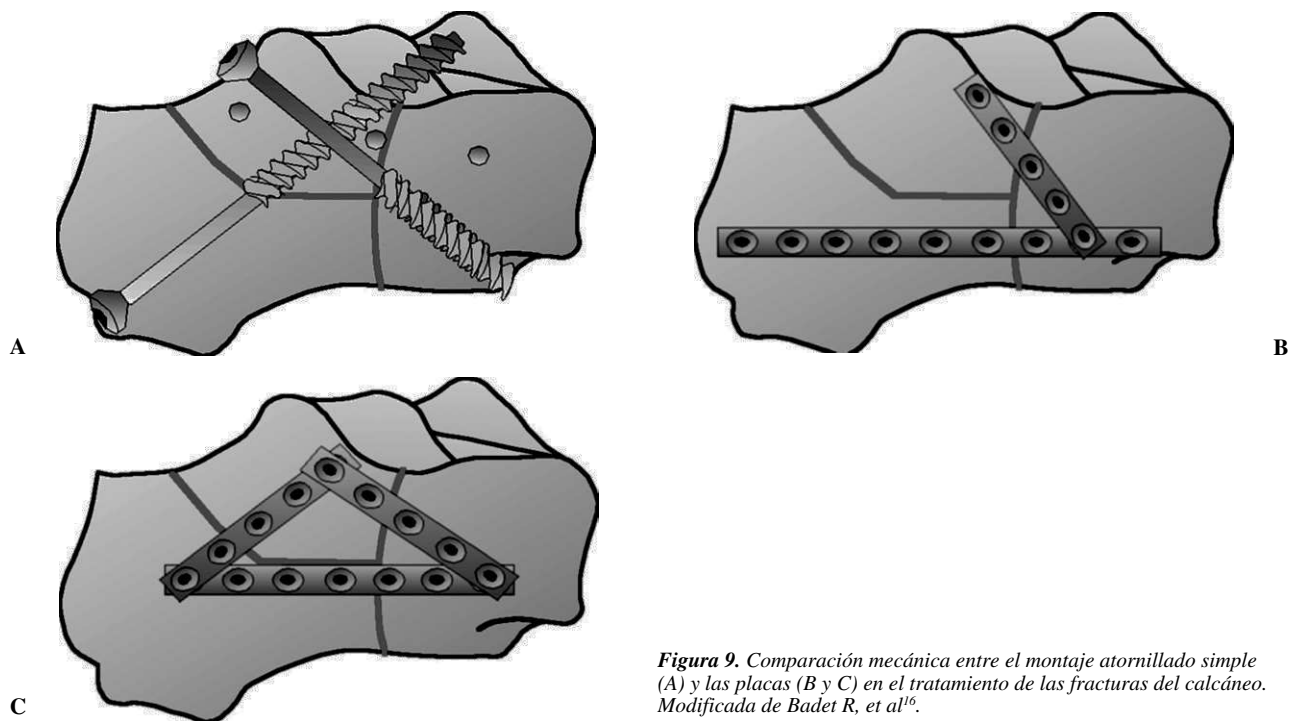


Figura 9. Comparación mecánica entre el montaje atornillado simple (A) y las placas (B y C) en el tratamiento de las fracturas del calcáneo. Modificada de Badet R, et al¹⁶.

vértice del triángulo; b) montaje en «Y», por medio de dos placas de tercio de caña rectas, rígidas, más sólidas: la primera reconstruyendo el haz trabecular plantar inferior, puentando el foco de conminución fracturaria, y la segunda (unida a la primera por un tornillo común), puentando el tálamo sobre su borde externo hasta la porción posterosuperior; c) montaje por tornillos aislados mediante 5 tornillos (tres de 3,5 mm y dos de 4,5) (fig. 9).

El calcáneo fue sometido a compresión con cargas crecientes de 100 N (de 200 a 1.000), transmitidas a través del astrágalo, cuya cúpula se fija en un bloque de cemento que permite una buena congruencia articular y un reparto homogéneo y anatómico de las fuerzas.

Ocho receptores de desplazamiento (captore mecánicos de resistencia) colocados en el calcáneo permiten medir los desplazamientos del calcáneo sintetizado tanto en conjunto como en sus diferentes fragmentos. Los captore están configurados con una precarga de 200 N para limitar los desplazamientos parásitos del inicio de la carga. En cada experimento y por cada captador se ha medido el desplazamiento en función de la carga. Los desplazamientos medios se han estudiado entre 200 y 1.000 N de carga.

La movilidad total del montaje sometido a carga progresiva mostraba un desplazamiento medio de 1,82 mm para el montaje en triangulación (entre 20 y 100 kg) y de 2,61 mm para el montaje en Y: el montaje en triangulación es más estable y más rígido que el montaje en Y, especialmente en el tálamo (captore 2, 3 y 5) en donde la rigidez y estabilidad del montaje es dos veces mayor.

En cuanto a la comparación entre el montaje en triangulación y atornillado aislado, la diferencia es significativa para 7 de los 8 captore (para el 8, no). La movilidad global es de 1,76 y 2,5 mm respectivamente, y la rigidez media es de 551,8 N/mm y 526 N/mm respectivamente.

En resumen, el montaje en triangulación es el más rígido y estable de los montajes testados.

BIBLIOGRAFÍA

1. Hansen ST. Biomechanical considerations in the hindfoot. En: Tscherne H, Schatzker J, editors. Major Fractures of the Pilon, the Talus and the Calcaneus. Berlín: Springer; 1993. p. 145-52.
2. Llanos LF. Tratamiento de las fracturas del calcáneo. Cursos de Actualización SECOT; 2000. p. 143-55.
3. Jensen NCh, Madsen L, Linde F. Topographical distribution of trabecular bone strength in the human os calcanei. J Biomechanics. 1991;24(1):49-55.
4. Llanos LF. Estructura funcional del pie. En: Núñez-Samper M, Llanos LF, editores. Biomecánica, Medicina y Cirugía del Pie. Barcelona: Masson, S.A.; 1997. p. 72-81.
5. Lundberg A, Svensson OK, Nemeth G, Selvik G. The Axis of rotation of the Ankle. J Bone Joint Surg Br.1989;71B:94-9.
6. Rasmussen O, Kromann-Andersen C. Experimental Ankle Injuries. Analysis of the traumatology of the ankle ligaments. Acta Orthop Scand. 1983;54(3):256-62.
7. Parentau CS, Viano DC, Petit PY. Biomechanical Properties of Human Cadaveric Ankle-Subtalar Joints in Quasi-Static Loading. J Biomech Eng. 1998;120:105-11.

8. Chung-Li W, Cheng-Kung C, Chao-Wang C, Chung-Ming L, Yi-Shiong H, Tang-Kue L. Contact areas and pressure distributions in the subtalar joint. *J Biomechanics*. 1995;28(3):269-79.
9. Romash MM. Calcaneal fractures: three-dimensional treatment. *Foot Ankle*. 1988;8:180-97.
10. Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am*. 1977; 59A:954-62.
11. Wolff J. *Des gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: Hirchwald, 1892.
12. Hvid I, Hansen SL. Trabecular bone strenght patterns at the proximal tibial epiphysis. *J Orthop Res*. 1987;3:463-72.
13. Linde F, Hvid I, Pongsoipetch B. Energy absorptive properties of human trabecular bone specimens during axial compression. *J Orthop Res*. 1989;7:432-9.
14. Weaver JK, Chalmers J. Cancellous bone. Its strenght and changes with aging an evaluation of some methods for measuring its mineral content. *J Bone Joint Surg Am*. 1966;48A: 289-308.
15. Procter P, Paul JP. Ankle Joint Biomechanics. *J Biomechanics*. 1982;15:627-34.
16. Badet R, Ribeiro F, Rumelhart C, Tourne Y, Badulescu A, Saragaglia D. Étude biomécanique comparée de 3 ostéosyntheses des fractures enfoncements du calcaneum stade IV de Duparc. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 1999;85: 601-11.

Conflicto de intereses. Los autores no han recibido ayuda económica alguna para la realización de este trabajo. Tampoco han firmado ningún acuerdo por el que vayan a recibir beneficios u honorarios por parte de alguna entidad comercial por la realización de este trabajo. Por otra parte ninguna entidad ha pagado ni pagará a fundaciones, instituciones educativas u otras organizaciones sin ánimo de lucro a las que estén afiliados.