



ORIGINAL

**[Artículo traducido] Configuración y localización
óptima de los tornillos posteriores en las fracturas
de calcáneo Sanders 2B: estudio biomecánico**

E.R. Gil Monzó^a, I. Liew^{b,*}, P. Tadikonda^c, S. Cutts^b y C. Pasapula^b

^a Department of Trauma and Orthopaedics, Hospital Universitario Doctor Peset, Valencia, España

^b Department of Trauma and Orthopaedics, Queen Elizabeth Hospital, King's Lynn, Reino Unido

^c Department of Trauma and Orthopaedics, James Paget University Hospital, Great Yarmouth, Reino Unido

Recibido el 27 de febrero de 2022; aceptado el 30 de junio de 2022

Disponible en Internet el 14 de diciembre de 2022

PALABRAS CLAVE

Calcáneo;
Fractura;
Biomecánica;
Configuración
tornillos

Resumen

Introducción: Las fracturas de calcáneo suelen ser lesiones intraarticulares de alta energía asociadas con hundimiento articular. Además, se añade con frecuencia el estallido de la pared lateral, la superposición de la pared medial, la conminución y la pérdida de hueso bajo la carilla articular. La deformidad secundaria, como el varo del retropié, altera la biomecánica del pie. Nuestra comunidad utiliza cada vez más abordajes mínimamente invasivos con reducción indirecta de la tuberosidad del calcáneo para mantener la reducción mediante tornillos posteriores. Hay estudios que proponen diferentes configuraciones de tornillos, tras experimentación biomecánica, pero aún no es bien conocido qué configuración controla mejor la deformidad en varo. Este estudio tiene como objetivo determinar la configuración óptima del tornillo para controlar la deformidad en varo en las fracturas de calcáneo Sanders 2B.

Método: Se prepararon modelos en Sawbone para replicar la fractura de Sanders tipo 2B, con pérdida de hueso central y con conminución. Se eliminó una cuña medial de 0,5 cm de la tuberosidad calcánea para crear inestabilidad en varo. Tras estabilizar el ángulo de Gissane con un tornillo aislado parcialmente roscado de 4 mm y una placa moldeada, se utilizaron tornillos de compresión multiuso Charlotte (Wright Medical Technology, Memphis, EE. UU.) sin cabeza, canulados y parcialmente roscados de 7 mm insertados sobre una AK bajo escopia. El desplazamiento del plano sagital del fragmento de tuberosidad fracturado en comparación con el cuerpo al aplicar una fuerza de 5 N, 10 N y 20 N se midió en milímetros (mm).

Resultados: Dos tornillos insertados (un tornillo medial en el *sustenaculum tali* de inferior a superior y un tornillo lateral en el eje largo del astrágalo) proporciona el menor desplazamiento ($0,88 \pm 0,390$ a 5 N y $1,7 \pm 1,251$ a 20 N) y resulta la construcción más estable ($p < 0,05$) en

Véase contenido relacionado en DOI: <https://doi.org/10.1016/j.recot.2022.06.007>

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: Ignatiusliew@gmail.com (I. Liew).

<https://doi.org/10.1016/j.recot.2022.12.007>

1888-4415/© 2022 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

comparación con otras configuraciones. Un tornillo medial dirigido hacia el *sustentaculum tali* (conf. 3) dio como resultado la configuración menos estable y el mayor desplazamiento ($4,04 \pm 0,971$ a 5 N y $11,24 \pm 7,590$ a 20 N) ($p < 0,05$).

Conclusión: Este estudio demuestra la configuración óptima de los tornillos para resistir el varo en las fracturas de calcáneo utilizando técnicas mínimamente invasivas. Se consigue colocando 2 tornillos; uno de ellos localizado siguiendo el eje largo del calcáneo (control del varo) y otro en el eje corto, dirigido hacia la faceta posterior del calcáneo (control del varo y hundimiento). La investigación adicional en cadáver ayudaría a evaluar la colocación óptima del tornillo en una fractura simulada para mejorar la reproducibilidad.

© 2022 SECOT. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

KEYWORDS

Calcaneum;
Fracture;
Biomechanics;
Screw configuration

Optimal posterior screw placement configuration in Sanders 2B calcaneal fractures: A biomechanical study

Abstract

Background: Calcaneal fractures can be high energy intra-articular injuries associated with joint depression. Challenges to fracture reduction include lateral wall blow out, medial wall overlap, comminution and central bone loss. Secondary deformity such as hindfoot varus alters foot biomechanics. Minimally invasive approaches with indirect reduction of the calcaneal tuberosity to maintain the reduction using posterior screws is routinely being used in the treatment of joint depression fractures. Biomechanically, optimum screw numbers and configuration is not known. Biomechanical studies have evaluated and proposed different screw configurations, however, it is not clear which configuration best controls varus deformity. This study aims to determine the optimum screw configuration to control varus deformity in Sanders 2B calcaneal fractures.

Methods: Sawbone models were prepared to replicate Sanders type 2-B fracture, with central bone loss and comminution. 0.5 cm medial wedge of the calcaneal tuberosity was removed to create varus instability. After stabilising posterior facet with a single 4 mm partial threaded screw, and applied an 8 hole contoured plate to stabilise the angle of Gissane, inserted one or two 7 mm cannulated partially threaded Charlotte™ (Wright Medical Technology, Memphis, USA) Headless Multi-use Compression (under image guidance) extra screws to control varus and subsidence deformity of the fracture. Coronal plane displacement of the dissociated calcaneal tuberosity fragment relative to the body when applying 5 N, 10 N and 20 N force was measured in millimetres (mm).

Results: 2 screws inserted (one medial screw into the sustentaculum talus from inferior to superior and, one lateral screw into the long axis anterior process) provides the least displacement (0.88 ± 0.390 at 5 N and 1.7 ± 1.251 at 20 N) and the most stable construct ($p < 0.05$) when compared to other configurations. A single medial screw into the sustentaculum tali (conf. 3) resulted in the least stable construct and most displacement (4.04 ± 0.971 at 5 N and 11.24 ± 7.590 at 20 N) ($p < 0.05$).

Conclusion: This study demonstrates the optimal screw configuration to resist varus in calcaneal fractures using minimally invasive techniques. Optimal stability is achieved using 2 screws; one located along the long axis of the calcaneus (varus control) and the other placed in the short axis directed towards the posterior facet of the calcaneus (control varus and subsidence). Further cadaver research would help evaluate optimal screw placement in simulated fractures to further assess reproducibility.

© 2022 SECOT. Published by Elsevier España, S.L.U. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Introducción

Las fracturas de calcáneo son las fracturas tarsales más comunes y representan cerca del 60%¹. El 75% son intraarticulares y se derivan de las lesiones de carga axial de alta energía^{1,2}. La reducción anatómica de la fractura mejora la función y reduce el riesgo de deformidades secundarias. La mala reducción altera la biomecánica del pie,

incrementa la degeneración articular y origina pinzamiento tendinoso/articular^{3,4}.

La importancia de las técnicas mínimamente invasivas permite la reducción cerrada y la fijación percutánea, y evita el traumatismo del tejido blando derivado de los grandes injertos³⁻⁷. El abordaje artroscópico y del seno del tarso (ST) permiten la reducción de la faceta posterior y la fijación del tornillo en el fragmento ST⁵⁻⁷. El abordaje del ST

permite la reducción y la estabilización de la placa en el ángulo de Gissane⁵⁻⁷. La restauración de la longitud y la altura axial de la tuberosidad del calcáneo ayuda a reducir las paredes lateral y medial y disminuye la desalineación del varo. Cada vez se utilizan con mayor frecuencia los tornillos percutáneos posteriores, para controlar y sujetar la tuberosidad calcánea^{8,9}.

Las dificultades de la reducción y fijación de las fracturas de calcáneo son la pérdida de hueso subcondral, el colapso del varo de la tuberosidad del calcáneo, la conminución, el estallido de la pared lateral y la superposición de la pared medial, que requieren reducción transcálcanica^{8,9}. Los estudios en cadáver han reflejado una rigidez de la construcción similar a la carga hasta el fracaso, al evaluar la fijación percutánea del tornillo frente al enchapado perimetral⁸. La colocación óptima de los tornillos posteriores para resistir las fuerzas mediales/laterales y mantener la longitud axial, la alineación y la estabilidad que permitan la movilización temprana ha sido recientemente estudiada por Zhang et al.¹⁰. Estos concluyeron que la carga temprana induce las fracturas por estrés del calcáneo y las complicaciones adicionales tales como fascitis plantar y dolor de talón, por lo que no respaldan su uso. El objetivo de este estudio fue evaluar la estabilidad de las diferentes configuraciones de las construcciones de tornillo posterior que mejor resistan el desplazamiento del varo de la tuberosidad del calcáneo con relación al cuerpo.

Métodos

Para este estudio se dispuso de modelos Sawbone® de calcáneo. Todos los modelos se estandarizaron a una configuración de fractura de tipo depresión de 5 partes, con línea de fractura simple a través de la faceta posterior. Esto proporcionó configuraciones óseas idénticas, que nos permitieron comparar los modelos de fijación que no podrían darse en cadáveres (tabla 1).

Los modelos Sawbone® replicaron una fractura de tipo Sanders 2B con depresión articular y línea de fractura secundaria en el proceso anterior. Para eliminar la estabilidad y disociar la tuberosidad del calcáneo se eliminó una cuña medial de 0,5 cm de Sawbone®, ilustrada en la figura 1. Por ello la tuberosidad del calcáneo no tuvo continuidad con el cuerpo principal. Esto se produjo a 1 cm del borde posterior del calcáneo, inferior y superiormente, y simulaba la inestabilidad del varo, eliminando cualquier refuerzo medial.

Se eliminó el Sawbone® utilizando una fresa de 3 mm para simular la pérdida de hueso subcondral que se produciría *in vivo* en el fragmento lateral deprimido. Se eliminó el hueso subcondral del fragmento de la faceta posterior lateral a unos 2 mm de la superficie, simulando entonces la pérdida ósea *in vivo*, lo cual afecta a la adquisición del tornillo.

Se colocó un único tornillo de esponjosa y parcialmente roscado de 4 mm en el fragmento subtalar, cuyo origen se situaba 1 cm bajo la pared lateral de la faceta posterior, para reducir la faceta posterior. Se moldeó y aplicó una placa médica Wright (Wright Medical Technology, Memphis, EE. UU.) de 2 mm y 8 orificios para estabilizar el ángulo esencial de Gissane.

Se utilizaron tornillos Charlotte™ (Wright Medical Technology, Memphis, EE. UU.) sin cabeza parcialmente roscados

de 7 mm (diámetro principal de 5 mm, diámetro de rosca 7 mm, 16 mm de longitud de rosca distal) para este estudio. Se dispuso de tornillos parcialmente roscados, que se utilizaron para realizar este experimento y estandarizar la construcción del tornillo. Esto concuerda con muchos artículos, donde se han utilizado tornillos posteriores hasta la fecha^{11,12}. Diferentes tipos de tornillo, como los totalmente roscados, pueden mejorar el agarre, aunque la pérdida ósea puede esconder algunos de sus beneficios. En este estudio no se evaluaron los tornillos parcialmente roscados frente a los totalmente roscados. La estabilidad ósea se logró principalmente a partir del efecto de refuerzo en el extremo distal para sustentar la faceta posterior y el agarre óseo desde la rosca del tornillo distal cercana al extremo. El paso diferenciado de rosca en la cabeza agarra el hueso cortical en el fragmento de tuberosidad, proporcionando control de la longitud axial. La compresión que se origina a partir de los pasos de rosca diferenciados es menor de 1 mm, lo cual consideramos aceptable. La pérdida de hueso central ocultaría posiblemente cierto agarre adicional desde la cabeza del tornillo distal.

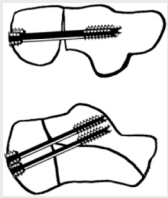
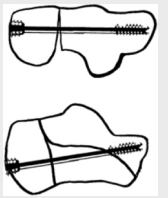
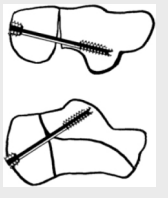
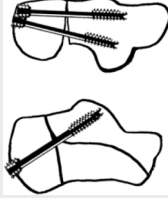
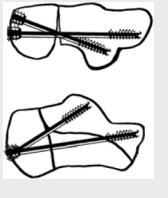
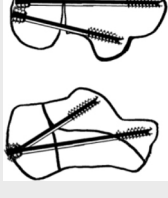
Las agujas insertadas en la tuberosidad, bajo fluoroscopia, verificaron la posición óptima del tornillo (fig. 2). Se mantuvo la reducción manual de la tuberosidad del calcáneo, para garantizar su adecuada posición en la alineación neutra del calcáneo al colocar los tornillos. Mantener la alineación de la tuberosidad del calcáneo y la longitud axial en presencia de conminución de la pared lateral, superposición de la pared medial y pérdida del hueso central puede resultar difícil. *In vivo*, los flexores y abductores cortos cuyo origen está en la tuberosidad del calcáneo medial ejercen una fuerza de varo. Esto se ejerce por la tracción medial ligera del tendón de Aquiles (TA). *In vivo*, la reducción de la tuberosidad del calcáneo puede mantenerse utilizando medialmente retractores Hintermann (los preferidos por el autor principal). Además, puede colocarse un perno Steinman en la tuberosidad posterior, lejos del sitio de inserción del tornillo, o incluso perpendicular al calcáneo en el fragmento de la tuberosidad, para proporcionar tracción temporal o control de la longitud axial, y ayudar a reducir el varo con anterioridad a la inserción del tornillo posterior. Dos agujas-guía Charlotte ayudan también a mantener la posición durante la inserción del tornillo, bajo fluoroscopia.

La distracción manual de nuestros modelos Sawbone® garantizó el mantenimiento de una brecha medial de 0,5 mm durante la inserción del tornillo. Los tornillos con mayor diámetro principal permiten un área de superficie de mayor tamaño del extremo del tornillo distal para reforzar el hueso subcondral y minimizar la penetración cortical. La verificación radiográfica se utilizó para colocar los tornillos dentro de un espacio de 2 mm desde la superficie del hueso subcondral.

Los tornillos dirigidos a la faceta posterior lateral, situados bajo el hueso subcondral, pueden actuar más bien como refuerzo, debido a la limitación de hueso en esta zona. Fueron utilizados de manera posicional para mantener la longitud axial y aportar una estabilidad angular. La brecha del lado medial de 0,5 cm fue verificada medialmente, con anterioridad a la aplicación de la fuerza al varo.

Definimos el tornillo de eje largo como un tornillo en el proceso anterior del calcáneo. Se midieron los tornillos con anterioridad a su inserción, utilizando el sistema de aguja

Tabla 1 Diversas configuraciones de la colocación del tornillo

Configuración	Diagrama	
1		Dos tornillos, en la línea media, de inferior a superior, en paralelo
2		Tornillo calcáneo único de eje largo
3		Un tornillo medial en la faceta posterior del hueso subcondral
4		Dos tornillos, medial y lateral, de inferior a superior a la faceta posterior, configuración en paralelo
5		Un tornillo de lateral a medial de inferior a superior y faceta posterior Un tornillo medial en el eje largo
6		Un tornillo medial de inferior a superior en el ST Un tornillo lateral en el eje largo dentro del proceso calcáneo anterior desde el calcáneo lateral

canulada y revisándolo mediante guía de imagen para colocar el tornillo, aproximadamente a 2 mm del hueso subcondral. Todos los tornillos de la faceta posterior se insertaron dentro de una distancia de 2 mm desde la superficie articular, para respaldar/reforzar el hueso subcondral. La punta del tornillo actúa como refuerzo, en la faceta posterior.

Se evaluaron 6 configuraciones de tornillos, que incluyeron: una construcción de tornillo simple para sustentar el hueso subcondral en la faceta posterior, un único tornillo de eje largo, y 2 configuraciones de tornillo, que incluyeron: 2 tornillos centrales en la línea media, 2 tornillos para sustentar la faceta subcondral posterior y un tornillo de eje largo

con un tornillo simple para sustentar el hueso subcondral ([tabla 1](#)).

Seguidamente se mantuvo el proceso anterior del calcáneo en un fijador rígido aplicado a la tabla de evaluación. Se midió el desplazamiento medial del fragmento de la tuberosidad al aplicarse una fuerza constante de 5, 10 y 20 N utilizando un metro de Newton (algómetro FPX 25 [Wagner Instruments, Greenwich, EE. UU.]) y usando calibres digitales Vernier en milímetros. Se utilizaron calibres duales para medir tanto el desplazamiento del fragmento corporal como el desplazamiento del fragmento de la tuberosidad al aplicarse fuerza, según se ilustra en la [figura 3](#). Entonces pudo

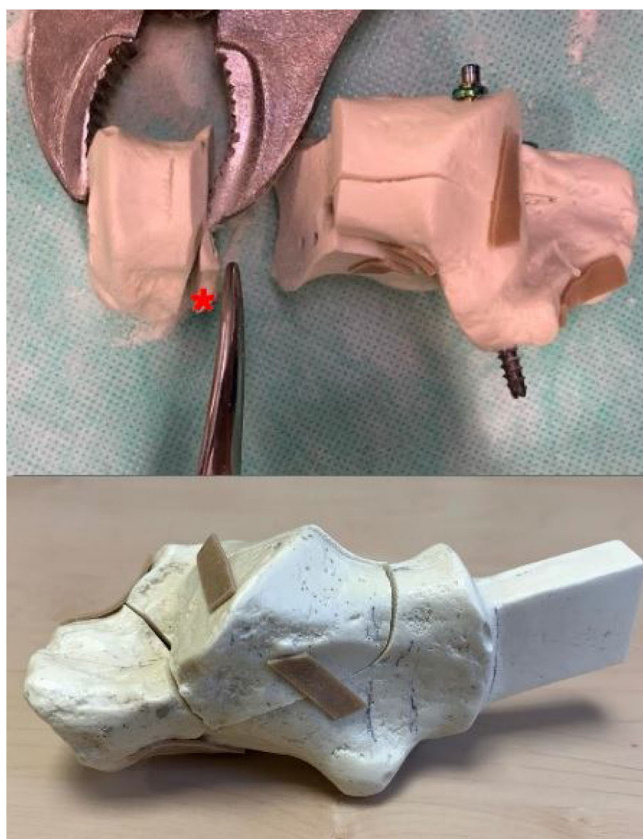


Figura 1 Arriba: la tuberosidad del calcáneo se osteotomizó para simular la eliminación de la estabilidad del varo, el refuerzo medial y disociar la tuberosidad, donde (*) refleja la cuña medial de 0,5 cm de Sawbone®. Abajo: modelo Sawbone® que replica Sanders 2B. Se redujo la faceta posterior subtalar y se fijó con un tornillo canulado de 4,5 mm al fragmento ST⁶. Se colocó una placa de anclaje de 8 orificios en la pared lateral, anclándose con tornillos de 3,5 mm según se ilustra en la figura 2.

lograrse el desplazamiento de la tuberosidad con respecto al cuerpo. Se obtuvo una media de 5 medidas.

La hipótesis nula es que no existe diferencia en cuanto a utilizar un tornillo en lugar de 2 y que la configuración de la posición del tornillo no supone diferencia. El grado de desplazamiento se analizó con GraphPad Prism 7.0 (EE. UU.), utilizando una prueba ANOVA bidireccional con comparación múltiple *post hoc* para un nivel de significación de 0,05 (tabla 2).

Resultados

Dos tornillos insertados en la configuración 6 (un tornillo medial en el *sustentaculum tali* y un tornillo lateral en el eje largo) aportaron el menor desplazamiento ($0,88 \pm 0,390$ a 5 N y $1,7 \pm 1,251$ a 20 N) y la construcción más estable ($p < 0,0001$) en comparación con el resto de las configuraciones, según se ilustra en la figura 4 y la tabla 2. Por tanto, la configuración 6 reflejó un incremento de la estabilidad con un menor desplazamiento, con diferencia estadística en diversos puntos, al aplicarse 5 N ($p < 0,0001$), 10 N ($p < 0,0023$) y 20 N ($p < 0,0241$). Un tornillo medial en

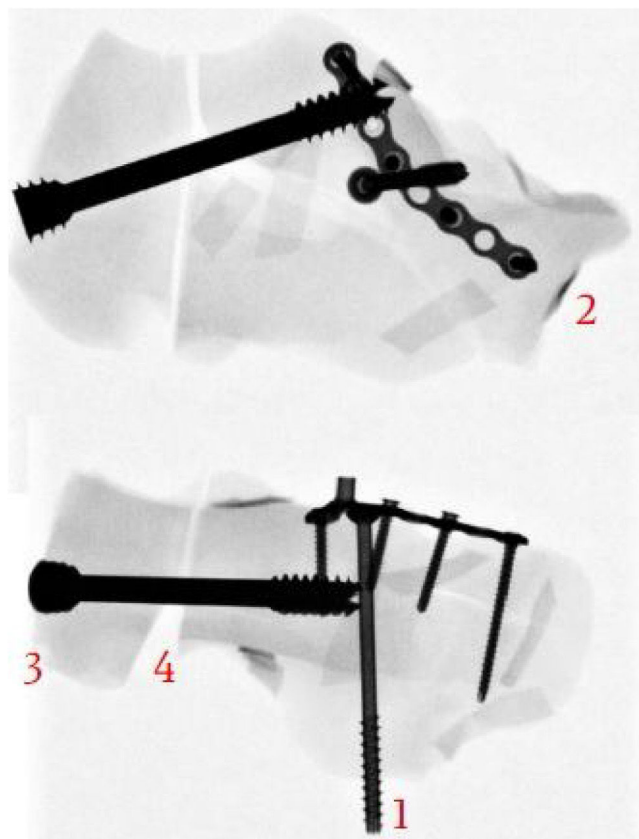


Figura 2 Se utilizó fluoroscopia guiada por imagen para verificar las posiciones de la construcción. Esta radiografía muestra: (1) tornillo canulado único de 4 mm en el fragmento sustentacular; (2) placa de anclaje (de 8 orificios) en la pared lateral con tornillos de 3,5 mm; (3) tornillo MUC de 7 mm (parcialmente roscado de 16 mm) colocado mediante técnica de aguja-guía para lograr < 5 mm desde el hueso subcondral, y (4) reducción manual para alineación neutral para prevenir compresión y mala reducción del varo.

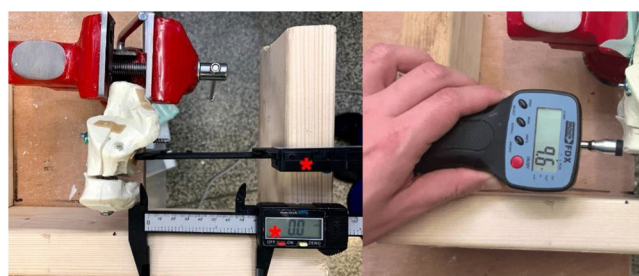


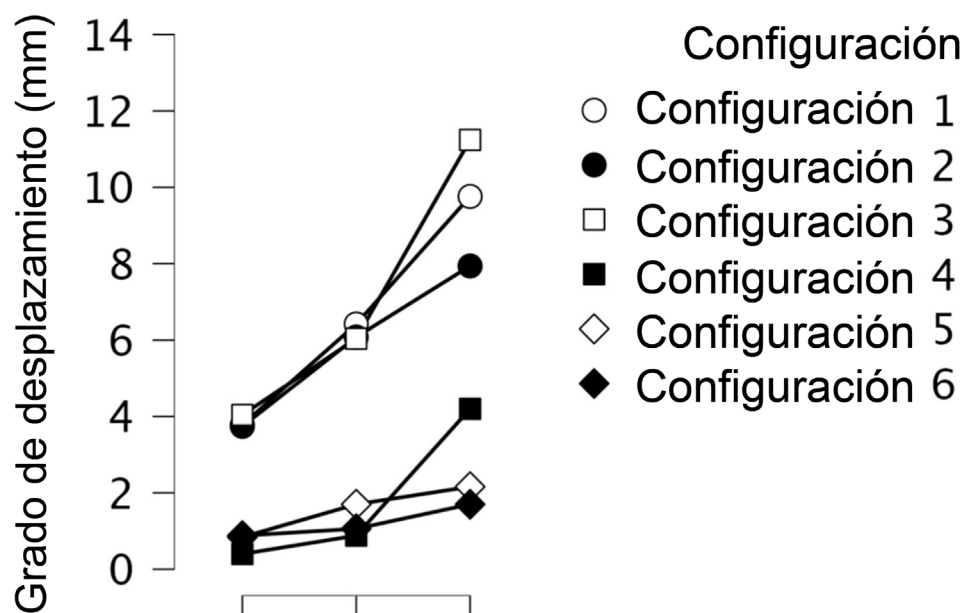
Figura 3 Calibres duales utilizados para medir el desplazamiento de la tuberosidad con respecto al cuerpo.

el *sustentaculum tali* (configuración 3) fue la construcción menos estable y con mayor desplazamiento ($4,04 \pm 0,971$ a 5 N y $11,24 \pm 7,590$ a 20 N) ($p < 0,05$) (tabla 3).

No existió diferencia estadística al compararse la configuración 6 (tornillo lateral en el eje largo y tornillo en la faceta medial-posterior) y la configuración 5 (tornillo medial en el eje largo y tornillo en la faceta posterior-lateral) ($p > 0,05$) (tabla 3).

Tabla 2 Grado de desplazamiento con las diversas fuerzas aplicadas a diferentes configuraciones

Configuración	Grado de desplazamiento (mm) con las diversas fuerzas aplicadas		
	5 N	10 N	20 N
1	3,78 ± 0,709	6,42 ± 0,590	9,76 ± 1,115
2	3,74 ± 1,358	6,08 ± 1,207	7,94 ± 1,083
3	4,04 ± 0,971	6,04 ± 2,516	11,24 ± 7,590
4	0,40 ± 0,071	0,88 ± 0,084	4,20 ± 0,292
5	0,84 ± 0,114	1,70 ± 0,158	2,16 ± 0,385
6	0,88 ± 0,390	1,06 ± 0,329	1,7 ± 1,251

**Figura 4** Grado de desplazamiento (mm) con las diversas fuerzas aplicadas a las diferentes configuraciones.

Al comparar todos los tornillos simples (configuraciones 2 y 3) y las configuraciones de 2 tornillos los resultados no son significativos. Sin embargo, al comparar un solo tornillo simple y 2 tornillos (pero excluyendo la configuración 1, de 2 tornillos en la línea media) los resultados reflejan que es mejor 2 tornillos que uno ($p < 0,05$) (tabla 3).

Discusión

En este estudio evaluamos diversas configuraciones de colocación posterior del tornillo en las fracturas de calcáneo, para resistir el varo sin desplazamiento^{1,8}. Se han realizado estudios para determinar la configuración óptima de colocación posterior del tornillo, pero no exactamente en el contexto de evaluar la resistencia al desplazamiento del varo¹³. Ivanov et al. demostraron que un tornillo que reforzaba la faceta posterior aportaba resistencia al fracaso de esta, pero no evaluaron su resistencia al desplazamiento del varo¹⁴. El trabajo de modelación de elemento finito realizado por Guo et al. reflejó que 2 tornillos cruzados para fijar la superficie articular posterior desde la tuberosidad del calcáneo y 2 tornillos paralelos para fijar la articulación calcaneocuboide desde la tuberosidad del calcáneo dispersaban el estrés en mayor medida¹⁵.

Tabla 3 Resumen de los resultados

Configuración probada	Significación
Conf. 6 es la mejor configuración	< 0,05
Los tornillos de eje largo y de eje corto (conf. 5 y 6) son mejores que los 2 tornillos en la línea media (conf. 1)	< 0,05
Los tornillos de eje largo y de eje corto (conf. 5 y 6) son mejores que el resto de las configuraciones (conf. 1, 2, 3 y 4)	< 0,05
El tornillo único (conf. 2 y 3) es peor que 2 tornillos (conf. 5 y 6) (excluyendo conf. 1)	< 0,05
La conf. 6 es mejor que la conf. 5	> 0,05
La conf. 3 (menos estable) es peor que la conf. 6 (más estable) en todas las fuerzas aplicadas	< 0,05

El grado de desplazamiento fue analizado mediante GraphPad Prism 7.0 (EE. UU.), utilizando una prueba ANOVA bidireccional con comparación múltiple *post hoc* para una significación de 0,05.

Los abordajes de las fracturas de calcáneo utilizando enfoques más mínimamente invasivos/artroscópicamente asistidos niegan la necesidad de técnicas con colgajos de gran extensión⁵⁻⁷. Las prácticas y la literatura recientes reflejan este hecho^{1,8}. Los grandes colgajos que utilizan la técnica lateral ampliada pueden incrementar la complicación de la herida/las tasas de rotura^{1,8}.

Históricamente, las técnicas de fijación han evolucionado, con el advenimiento de las placas de anclaje^{11,12}, los tornillos sin cabeza^{14,15} y los abordajes mínimamente invasivos¹⁶.

Previamente a las placas calcáneas anatómicas, Carr et al. evaluaron el uso de placas de tercio de tubo y placas DCP en 13 pies de cadáver con un dispositivo de carga de impacto¹⁷. Utilizando un abordaje lateral extensible, se llevó a cabo la fijación interna de la faceta posterior mediante abordajes mediales y laterales, utilizando tornillos interfragmentarios de 3,5 mm. Se asignó aleatoriamente a los cadáveres una placa de tercio de tubo de 5 orificios o una placa de reconstrucción de 5 orificios, aplicada al córtex lateral. Se aplicaron cargas cíclicamente compresivas a los pies, de 98 N a 500 ciclos, para evaluar la carga hasta el fracaso. El desplazamiento en la faceta posterior en el ciclo 500 fue de $0,30 \pm 0,08$ y de $0,39 \pm 0,18$ mm para las placas tubular y de reconstrucción, respectivamente. Esto no fue significativo, demostrando que las placas de tercio de tubo pueden utilizarse exitosamente¹⁷. Blake et al. no encontraron diferencias significativas entre las placas de anclaje y las placas de no anclaje en fracturas de calcáneo osteoporóticas Sanders 2B, al comparar 3 pares pareados de cadáveres con calcáneo axialmente cargado hasta el fracaso con más de 1.000 ciclos, a través del talo¹¹.

Illert et al. tampoco encontraron diferencias estadísticas al cargar cíclica y axialmente cadáveres frescos congelados con respecto al desplazamiento de la faceta posterior entre las construcciones de anclaje y no anclaje, al utilizar un desplazamiento del fragmento de 2 mm como parámetro¹².

Redfern et al. examinaron pies de cadáveres frescos y congelados pareados, fijados con placas calcáneas de no anclaje o de anclaje. Tras la carga cíclicamente axial con una fuerza a través de la tibia de 0 a 700 N a 1 Hz, no se observaron diferencias significativas en cuanto a ciclos hasta el fracaso¹⁸.

Sin embargo, con el potencial de problemas de sanación de la herida, necrosis cutánea, infección y daño potencial a la arteria peroneal, se ha incrementado la adopción del abordaje del seno tarsal y las técnicas de fijación percutánea. Smerek et al. compararon la colocación percutánea posterior del tornillo de esponjosa de 6,5 mm parcialmente roscado y la placa de no anclaje perimetral para las fracturas Sanders 2B, y encontraron una fuerza similar hasta el fracaso con compresión de fuerza axial. Ambos tornillos de 6,5 mm se colocaron en el proceso y no sustentaron la faceta posterior ni se presentó pérdida ósea, ya que se crearon osteotomías en su modelo¹⁹.

Stupay et al. evaluaron el ángulo subtendido al colocar tornillos posteriores longitudinales en el proceso calcáneo anterior. Lo denominaron TAPA, por tuber-to-anterior process angle (ángulo desde el tubo al proceso anterior), siendo 10 grados lateral al eje largo del pie. Este ángulo puede facilitar la colocación del tornillo posterior en el calcáneo²⁰.

Wang et al. consideraron el uso del aumento de la fijación con colocación posterior de tornillo. Examinaron los resultados de una placa de refuerzo lateral frente a una placa y tornillos longitudinales en 20 especímenes frescos congelados, y encontraron que aumentaba la fijación de la columna lateral con un único tornillo longitudinal que mejoraba la fuerza de la fijación de 805 a 2.905 N. El tornillo se colocó de superior a inferior de manera no convencional⁶.

Weng et al. consideraron la fijación con placa frente a la fijación percutánea del tornillo mínimamente invasiva frente al abordaje del seno tarsal y la fijación de la placa con seguimiento de 8 a 10 años, y vieron que los tornillos percutáneos tenían menores complicaciones, pero menos calidad de fijación en comparación con el grupo de fijación de la placa. La fijación percutánea se realizó con 2 tornillos de eje largo. No se evaluó la estabilidad en varo. Sin embargo, a pesar de un rango de fijación menos bueno, el rango de movimiento fue considerablemente mejor en el grupo de reducción percutánea de fracturas Sanders 2²¹.

Feng et al. realizaron un ECA para evaluar fracturas intraarticulares con desplazamiento. Encontraron que los tornillos percutáneos y el injerto calcáneo de sulfato de calcio tenían menores complicaciones (7,1 frente a 28,9%, $p < 0,001$) que la fijación de placa, siendo considerablemente mejor el movimiento sagital en el grupo percutáneo durante el seguimiento final. Utilizaron 2 tornillos para el seno tarsal y 2 tornillos posteriores de eje largo colocados superior e inferiormente en el calcáneo. Los tornillos puramente percutáneos no fueron capaces de controlar la profundidad del calcáneo²².

Kir et al. evaluaron el uso de tornillos percutáneos en la fijación de fractura de calcáneo utilizando tornillos parcialmente roscados frente a fijación de placa, y encontraron que la fijación de placa se comportaba mejor a nivel clínico. Los tornillos posteriores se colocaron en el proceso anterior y en la faceta subtalar posterior¹³.

Nuestra construcción utilizó una placa pequeña para permitir *in situ* que la incisión fuera mínima. La colocación de miniplaca y la fijación del fragmento ST permiten la estabilización en el ángulo crucial de Gissane, posibilitando la reducción de la faceta posterior. Aplicar lateralmente una placa de mayor tamaño, que se extienda posteriormente a la tuberosidad del calcáneo, necesitaría una incisión de mayor tamaño. El uso de un tornillo posterior ocultaría esto y ayudaría a mantener la tornillería dentro del hueso, disminuyendo la lesión al nervio sural y la arteria peroneal.

No se ha evaluado hasta la fecha la colocación percutánea óptima del tornillo, de cara a prevenir el desplazamiento del varo calcáneo. Nuestros resultados demuestran que los tornillos en la línea media aportaron la menor resistencia al varo (configuraciones 2, 3) a pesar de utilizar 2 tornillos de línea media (configuración 1). Las construcciones con un único tornillo aportan una menor y significativa resistencia a la inestabilidad del varo, en comparación con el uso de 2 tornillos (excluyendo la configuración 1) ($p < 0,05$). La traslación del varo de 5 mm o más con una construcción de tornillo único, y de hasta 15 mm en algunos escenarios, podría alterar la biomecánica del pie del varo resultante, originando una sobrecarga lateral²². Las configuraciones más estables fueron las de 2 tornillos, no utilizados en la línea media (configuraciones 5 y 6). El tornillo de eje largo y un tornillo

subtalar aportan la configuración más estable. La mayor estabilidad se logró con un tornillo de eje largo lateral y un tornillo medial colocados en el fragmento del *sustentaculum tali*, y en particular con mayores fuerzas (configuración 6), pero esto no fue estadísticamente diferente en comparación con la construcción de otros tornillos de eje largo (configuración 5) ($p > 0,05$). Comparando la configuración 3 (menos estable) y la configuración 6 (más estable), la configuración 6 reflejó un incremento de la estabilidad con un menor desplazamiento en diversos puntos al aplicarse 5 N ($p < 0,0001$), 10 N ($p < 0,0023$) y 20 N ($p < 0,0241$). La orientación del tornillo de la faceta de lateral a medial al fragmento ST proporciona el agarre de buen hueso en la región ST, pudiendo ser útil si la parte lateral tiene mucha conminución, ocultando la oportunidad de buen refuerzo y sustento subcondral⁶. La anatomía medial cóncava del calcáneo no permite la colocación medial y el agarre del tornillo en el fragmento del *sustentaculum tali* con el mejor hueso no afectado. Los tornillos de eje largo aportan buen agarre dentro del proceso anterior y, por tanto, proporcionan resistencia a la deformación del desplazamiento axial y del varo. Hasta la fecha, esto no ha sido evaluado. Una mayor fijación permite la movilización más temprana de la articulación subtalar sin desplazamiento, mejorando por tanto el rango de movimiento⁸.

La fijación de la fractura de calcáneo continúa siguiendo procedimientos estándar, independientemente del abordaje. Las fracturas de la depresión articular están asociadas a la pérdida de hueso central. La reducción anatómica de la faceta posterior a la hora de reconstituir la integridad de la articulación subtalar es el objetivo primario. Un tornillo de tracción parcialmente roscado perpendicular a la línea de la fractura aporta compresión y sujeta esta reducción, habiendo demostrado los estudios biomecánicos la no diferencia entre los tornillos corticales de 3,5 mm y los tornillos de esponjosa unicorticales de 4 mm¹⁹.

Las dificultades de evaluar la colocación óptima del tornillo incluyen la variación en cuanto a tipos, número, tamaño y posición de los tornillos, así como las configuraciones divergentes y convergentes. La superficie del calcáneo posterior incluye la superficie amortiguadora del TA y la huella insercional del mismo²³, de aproximadamente 100 mm² en nuestro modelo Sawbone®. Teóricamente, aunque pueden utilizarse 3 o 4 tornillos, nuestros cálculos muestran espacio para 2 buenos tornillos²⁴. El 60-70% del área de superficie de calcáneo posterior es la inserción del TA y su superficie amortiguadora. La inserción de un tercer tornillo mayor puede comprometer la superficie amortiguadora posterior del TA. El área de inserción del tornillo inferior a la inserción del TA es de aproximadamente 3 cm². El área de superficie de la cabeza del tornillo MUC de 7 mm de diámetro utilizada es, por tanto, de 38 mm². La aportación adicional de 2 mm de circunferencia de borde del hueso con la cabeza del tornillo es de aproximadamente 1 cm². El uso de 2 tornillos proporciona un retropié seguro. La aportación de más tornillos se ve comprometida por la limitación del área de superficie del hueso disponible en la inserción del tornillo bajo la inserción del TA.

Los beneficios diferenciales de los tornillos sin cabeza frente a los tornillos con cabeza se desconocen en términos de fijación percutánea. Ambos originan compresión. Al apretar los tornillos corticales, su cabeza colinda con el córtex de la tuberosidad y comprime y embute el hueso esponjoso. Por

tanto, en presencia de porosidad ósea y pérdida ósea puede producirse compresión axial significativa. Las ventajas de las cabezas roscadas residen en la capacidad de las cabezas para agarrar hueso cortical sólido y quedar al nivel de la superficie, careciendo por tanto la tornillería de prominencia. La pérdida de longitud axial del calcáneo derivada de la compresión por el paso diferencial de este tornillo roscado es de 0,9 mm²⁵, lo cual consideramos insignificante *in vivo*. La ventaja de la fijación de aportar refuerzo distal al hueso subcondral y fijación cortical a la inserción por parte de la cabeza roscada aporta estabilidad axial, manteniendo también la reducción de la pared lateral de manera indirecta.

Limitaciones

Aceptamos que nuestro modelo no tiene en cuenta el edema y la tirantez del tejido blando, lo cual puede dificultar la reducción de la fractura. Las variaciones biológicas en términos de densidad del hueso, configuración de la fractura, conminución y traumatismo del tejido blando son infinitas. La variación de la pérdida ósea originada por los fragmentos de la depresión articular y la osteoporosis reduce la estabilidad de los tornillos posteriores, siendo difícil de estandarizar. En las fracturas Sanders 2c la pérdida ósea se extiende medialmente⁹; sin embargo, estandarizar nuestra construcción permite el análisis comparativo.

El cemento óseo aumenta la fijación y mejora la estabilidad. Otras configuraciones de fracturas, tales como las de tipo lengua, no son susceptibles de este tipo de fijación y requieren diferentes enfoques percutáneos para la fijación, que no han sido probados en nuestro modelo.

No se examinó la inestabilidad superior procedente de la tracción del TA ni la inestabilidad lateral causada por una pared lateral con conminución, pero clínicamente no es algo que se derive de nuestra experiencia. No se analizó directamente el acortamiento axial, pero sin embargo ningún modelo originó penetración del tornillo ni recorte proximal a causa de la aplicación de fuerza, lo cual implica que se preservó la estabilidad axial.

Los factores *in vivo*, incluyendo fuerzas musculares e infección, pueden afectar a la fijación con el tiempo. Los efectos de la carga temprana se desconocen, aunque los trabajos previos han reflejado que ningún dispositivo de fijación puede proteger frente a la carga temprana²⁶. Los estudios futuros tanto en cadáveres como clínicos podrán determinar la influencia de estos factores adicionales.

Los modelos Sawbone® pueden utilizarse para estudios educacionales y biomecánicos, según ilustra la literatura sobre pie y tobillo^{27,28}. Aunque no emulan totalmente la propiedad viscoelástica del hueso, los modelos Sawbone® se utilizan en estudios preliminares para demostrar la estabilidad biomecánica previa a la implantación en estudios en cadáver y clínicos, según la pirámide de Miller^{26,27}.

Conclusiones

Cada vez se utilizan más los tornillos percutáneos posteriores en el tratamiento de la fractura de calcáneo, aunque no se ha establecido la configuración óptima. La estabilidad del varo y el acortamiento axial se ven afectados por la posición del tornillo. Nuestro estudio demuestra que la mala

unión del varo se resiste mejor utilizando una construcción de 2 tornillos. Un tornillo de eje largo con un tornillo de eje corto dirigidos al hueso subcondral bajo la faceta subtaral posterior aportan una configuración óptima para resistir el desplazamiento del varo de la tuberosidad del calcáneo. Los estudios futuros en cadáver podrían ayudar a evaluar la colocación óptima del tornillo en fracturas simuladas, para mejorar la reproducibilidad en modelos en cadáver.

Nivel de evidencia

Nivel de evidencia v.

Financiación

Este trabajo recibió un respaldo no financiero de Wright Medical Group y Orthosolutions.

Conflicto de intereses

Los autores declaran la ausencia de conflicto de intereses.

Bibliografía

- Veltman ES, Doornberg JN, Stufkens SA, Luitse JS, van den Bekerom MP. Long-term outcomes of 1,730 calcaneal fractures: systematic review of the literature. *J Foot Ankle Surg.* 2013;52:486–90.
- Humphrey JA, Woods A, Robinson AH. The epidemiology and trends in the surgical management of calcaneal fractures in England between 2000 and 2017. *Bone Jt J.* 2019;101:140–6.
- Fan B, Zhou X, Wei Z, Ren Y, Lin W, Hao Y, et al. Cannulated screw fixation and plate fixation for displaced intra-articular calcaneus fracture: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Int J Surg.* 2016;34:64–72.
- Kendoff D, Citak M, Gardner M, Kfuri M Jr, Thumes B, Krettek C, et al. Three-dimensional fluoroscopy for evaluation of articular reduction and screw placement in calcaneal fractures. *Foot Ankle Int.* 2007;28:1165–71.
- Bussewitz BW, Hyer CF. Screw placement relative to the calcaneal fracture constant fragment: an anatomic study. *J Foot Ankle Surg.* 2015;54:392–4.
- Wang C, Huang D, Ma X, Wang X, Huang J, Zhang C, et al. Sustentacular screw placement with guidance during ORIF of calcaneal fracture: an anatomical specimen study. *J Orthop Surg Res.* 2017;12:78.
- Qiang M, Chen Y, Zhang K, Li H, Dai H. Effect of sustentaculum screw placement on outcomes of intra-articular calcaneal fracture osteosynthesis: a prospective cohort study using 3D CT. *Int J Sur.* 2015;19:72–7.
- Dingemans SA, Sintenie FW, de Jong VM, Luitse JS, Schepers T. Fixation methods for calcaneus fractures: a systematic review of biomechanical studies using cadaver specimens. *J Foot Ankle Surg.* 2018;57:116–22.
- Razik A, Harris M, Trompeter A. Calcaneal fractures: where are we now? *Strateg Trauma Limb Reconstr.* 2018;13:1–11.
- Zhang H, Lv ML, Liu Y, Sun W, Niu W, Wong DW, et al. Biomechanical analysis of minimally invasive crossing screw fixation for calcaneal fractures: Implications to early weight-bearing rehabilitation. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2020;80:105143.
- Blake MH, Owen JR, Sanford TS, Wayne JS, Adelaar RS. Biomechanical evaluation of a locking and nonlocking reconstruction plate in an osteoporotic calcaneal fracture model. *Foot Ankle Int.* 2011;32:432–6.
- Illert T, Rammelt S, Drewes T, Grass R, Zwipp H. Stability of locking and non-locking plates in an osteoporotic calcaneal fracture model. *Foot Ankle Int.* 2011;32:307–13.
- Kir MC, Ayanoglu S, Cabuk H, Dedeoglu SS, Imren Y, Karlioglu B, et al. Mini-plate fixation via sinus tarsi approach is superior to cannulated screw in intra-articular calcaneal fractures: a prospective randomized study. *J Orthop Surg (Hong Kong).* 2018;26, 2309499018792742.
- Ivanov S, Stefanov A, Zderic I, Rodemund C, Schepers T, Gehweiler D, et al. Percutaneous fixation of intraarticular joint-depression calcaneal fractures with different screw configurations – a biomechanical human cadaveric analysis. *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2022, <http://dx.doi.org/10.1007/s00068-022-01901-6> [publicado en línea antes de su publicación impresa, 2022 Mar 7].
- Guo Z-H, Yan Y-Q, Tang Y, Wang J-J, Yang C-C, Pang Q-J. Finite element optimization analysis of minimally invasive screw treatment for Sanders type II calcaneal fracture. *China J Orthop Traumatol.* 2021;34:137–42.
- Xu J, He Z, Zhang G, Chen Y, Wei C, Zheng Y, et al. An experimental study on the digital precision of internal fixation via the sinus tarsi approach for calcaneal fractures. *J Orthop Surg (Hong Kong).* 2019;27, 2309499019834072.
- Carr JB, Tigges RG, Wayne JS, Earll M. Internal fixation of experimental intraarticular calcaneal fractures: a biomechanical analysis of two fixation methods. *J Orthop Trauma.* 1997;11:425–9.
- Redfern DJ, Oliveira ML, Campbell JT, Belkoff SM. A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates for the fixation of calcaneal fractures. *Foot Ankle Int.* 2006;27:196–201.
- Smerek JP, Kadakia A, Belkoff SM, Knight TA, Myerson MS, Jeng CL. Percutaneous screw configuration versus perimeter plating of calcaneus fractures: a cadaver study. *Foot Ankle Int.* 2008;29:931–5.
- Stupay KL, Briceño J, Velasco BT, Miller CP, Kwon JY. Tuberto-anterior process angle (TAPA): a cadaveric study and surgical technique for placing axial calcaneal screws. *Injury.* 2019;50:1398–403.
- Weng QH, Dai GL, Tu QM, Liu Y, Lutchooman V, Hong JJ. Comparison between percutaneous screw fixation and plate fixation via sinus tarsi approach for calcaneal fractures: an 8–10-year follow-up study. *Orthop Surg.* 2020;12:124–32.
- Feng Y, Shui X, Wang J, Cai L, Yu Y, Ying X, et al. Comparison of percutaneous cannulated screw fixation and calcium sulfate cement grafting versus minimally invasive sinus tarsi approach and plate fixation for displaced intra-articular calcaneal fractures: a prospective randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord.* 2016;17:288. Published 2016 Jul 15.
- Arangio GA, Salathé EP. Medial displacement calcaneal osteotomy reduces the excess forces in the medial longitudinal arch of the flat foot. *Clin Biomech.* 2001;16:535–9.
- Edama M, Kubo M, Onishi H, Takabayashi T, Yokoyama E, Inai T, et al. Structure of the Achilles tendon at the insertion on the calcaneal tuberosity. *J Anat.* 2016;229:610–4.
- Charlotte 7.0 multi-use compression screw system: surgical technique. <https://www.orthoracle.com/content/uploads/2015/11/Charlotte-7.0-MUC.pdf> [consultado 19.03.20].
- Bailey EJ, Waggoner SM, Albert MJ, Hutton WC. Intraarticular calcaneus fractures: a biomechanical comparison of two fixation methods. *J Orthop Traum.* 1997;11:34–7.
- Nyska M, Trnka HJ, Parks BG, Myerson MS. Proximal metatarsal osteotomies: a comparative geometric analysis conducted on sawbone models. *Foot Ankle Int.* 2002;23:938–45.
- LeBlanc J, Hutchison C, Hu Y, Donnon T. A comparison of orthopaedic resident performance on surgical fixation of an ulnar fracture using virtual reality and synthetic models. *JBJS.* 2013;95:e60.