

# ESTUDIO CLÍNICO-EXPERIMENTAL DE UNA ORTESIS ESTABILIZADORA DEL TOBILLO

HOSPITAL GENERAL DE MANRESA  
Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología  
BARCELONA

Dres.: J. ROSET  
J. M. SALÓ, R.  
MORGENSTERN(\*)  
A. ORTIZ.

## RESUMEN

*Se evalúa en el presente estudio la acción estabilizadora del tobillo de una ortesis (1) así como la disminución del rendimiento deportivo con su uso diseñándose pruebas radiológicas y dinámicas estandarizadas.*

*Se comprueba una total estabilización radiográfica del bostezo en el plano frontal y nula estabilización del cajón anterior. El estudio dinámico biomecánico mediante digitalización de la imagen obtenida durante una supinación controlada del pie, demuestra una estabilización completa con el uso de la ortesis respecto al control sin ella.*

*Sólo se objetivó disminución en el rendimiento deportivo en el salto de longitud mono y bipodal (3.4% y 5.4% respectivamente con  $P \leq 0,05$  y  $0,025$ ).*

*Ni en el salto de altura ni en la carrera de 50 metros se demostró variación con el uso de la ortesis.*

*La acción estabilizadora de esta ortesis parece puramente de contención rígida. Aun así se plantea que la ortesis objeto de estudio, al igual que otras ortesis estabilizadoras del tobillo, podrían actuar retrasando la supinación y permitiendo actuar a tiempo a los músculos peroneales (que tendrían un tiempo de reacción alargado) o estimulando los mecanorreceptores, sólo parcialmente dañados, del tobillo.*

## PALABRAS CLAVE

*Tobillo: Inestabilidad crónica: Ortesis: Lesión ligamentosa*

## INTRODUCCIÓN

El tobillo es la articulación que con más frecuencia se lesiona durante la práctica deportiva (2, 8) y conlleva, en alguno de estos casos, inestabilidades crónicas que dificultan o imposibilitan su práctica. Tanto las lesiones agudas como las crónicas se benefician de la

(\*) Departamento de Biomecánica. Escuela de Medicina de la Educación Física y el Deporte. Prof. Dr. don Ruano Gil. Facultad de Medicina. Universidad Central de Barcelona.

(1) La ortesis utilizada en este estudio corresponde al modelo Malleoloc comercializada por la casa Bauerfiend.

estabilización ortésica o quirúrgica permitiendo una reincorporación, lo más temprana posible, al ejercicio.

Pero, en general, los métodos de que se dispone o no ofrecen garantías de estabilidad suficientes o implican técnicas que sólo algunos clubs pueden costear. Por ello, sería interesante disponer de una ortesis que estabilizara el tobillo, tanto de forma preventiva de una posible lesión ligamentosa, como después de ésta o para el tratamiento de inestabilidades crónicas.

Si bien empíricamente sabemos que los pacientes que usan estas ortesis presentan mejoría clínica, y por tanto cabe suponer que existe algún tipo de estabilización, en muchos casos, la falta de una constatación experimental nos lleva a ser reticentes a su utilización.

El presente trabajo pretende valorar la estabilidad estática y dinámica del tobillo, la limitación y la tolerancia en la práctica deportiva de la ortesis escogida en un grupo de jugadores de básquetbol y squash ya que éstos son considerados deportes de riesgo para el tobillo (3, 6).

## MATERIAL Y MÉTODOS

La base de la ortesis objeto de nuestro estudio consiste en una lámina de material termomoldeado que, una vez aplicada a la extremidad inferior, recorre el pie por la región anterior del peroné, bajando por delante del maleolo externo para cruzar la planta del pie por delante del calcáneo, pasando por detrás del maleolo interno hasta llegar a la zona posterolateral de la tibia. Va aplicada directamente sobre la piel y fijada con un sistema de cintas que se ajustan mediante cierre velcro. Todo ello debidamente protegido mediante un material sintético blando. El nombre comercial de la misma es Malleoloc. (Figuras 1a y b).



Fig. 1a. *Detalle de la ortesis. Cara peroneal.*



Fig. 1b. *Detalle de la ortesis. Cara tibial.*

El estudio se ha realizado con un total de 16 deportistas, 7 son jugadores de básquetbol que compiten en 2ª categoría Catalana (3 de ellos con inestabilidad crónica y 1 con lesión reciente de ligamento lateral externo del tobillo) y 9 jugadores de squash (3 de ellos con inestabilidad crónica del tobillo). Las edades están comprendidas entre los 18 y 32 años, con una media de 24,6 y una desviación standard de 4,9.

Para valorar la estabilidad estática de la articulación lesionada se practicaron radiografías forzadas comparando el cajón anterior y el bostezo lateral de la articulación tibio-peroneo-astragalina con el uso de la ortesis y sin ella. El cajón anterior se realizó con el sujeto en decúbito supino y con la extremidad inferior a estudiar solamente apoyada por encima de la rodilla y por el talón. El pie se mantenía con una inclinación de 15 grados de flexión plantar respecto a la vertical. Se colocó un peso de 15 kilogramos colgando a 10 cm del reborde inferior del maleolo externo. Después de un minuto y ordenando al paciente que relajara completamente la musculatura de la extremidad se procedió a realizar una radiografía lateral de tobillo. Se midieron las distancias existentes entre el ángulo posterior de la tibia y el punto más próximo de hueso subcondral del astrágalo comparando los resultados de las pruebas forzadas con y sin la ortesis con la distancia obtenida sin aplicar el peso. El bostezo lateral se valoró mediante una radiografía anteroposterior de la articulación con el sujeto en bipedestación. El pie a estudiar se colocó en supinación, apoyando sólo el borde externo, encima de un plato que permitía medir la fuerza que el sujeto hacía sobre el mismo. El sujeto elegía la fuerza que le permitía la máxima supinación forzada sin producirle dolor. Igualmente se comprobaba que el paciente mantuviese la musculatura de la pierna relajada. Se repitió la

prueba, aplicando la misma fuerza, con la ortesis y se comparó el ángulo entre la superficie articular de la tibia y el astrágalo. (Figuras 2a y 2b).



Fig. 2a. Estudio radiológico del cajón anterior en estrés.



Fig. 2b. Análisis del bostezo lateral radiológico.

La estabilidad dinámica se valoró colocando el pie inestable del paciente (que previamente se había objetivado, mediante las radiografías forzadas de tobillo, que era el de mayor bostezo articular) sobre una plataforma capaz de inclinarse 30 grados. Se marcaron cuatro puntos sobre la piel del pie: dos en la línea media del calcáneo y dos en la del tendón de Aquiles (Figura 3). Se pro-



Fig. 3. Situación de los puntos para determinar el eje de la pierna y del retropié.

cedió a filmar en vídeo de alta velocidad del movimiento de caída del pie al abrir la trampilla y se analizó y comparó, mediante digitalización y procesado informático, el ángulo formado entre los dos puntos aquileos y los dos del calcáneo, con y sin la ortesis. (Figura 4a y 4b). Se realizó la experiencia con apoyo mono y bipodal.

Finalmente, para valorar la posible disminución del rendimiento de la articulación con el uso de la ortesis los sujetos realizaron tres tipos de pruebas: carrera de 50 m, salto de longitud mono y bipodal estático (sin carrera) y salto de altura mono y bipodal estático. En este último se medía la altura máxima a que podían llegar con la mano al ejecutar el salto. Se realizaron las pruebas, aleatoriamente, con y sin la ortesis y con dos intentos en cada apartado, del que se escogió el de mejor resultado. Se permitía al sujeto descansar entre las pruebas. Se obtuvieron las diferencias porcentuales entre los ejercicios con y sin la ortesis y se analizó mediante la estimación del intervalo de confianza según la ley de Student-Fisher.



Fig. 4a. Situación del sujeto sobre la plataforma y filmación de la supinación controlada.



Fig. 4b. Detalle del momento de la supinación en la plataforma.

## RESULTADOS

De los cinco sujetos con inestabilidad crónica del tobillo uno no mostró ningún tipo de inestabilidad radiológica. En los cinco restantes sí se objetivó bostezo y cajón anterior. En todos los casos el bostezo quedó totalmente anulado con el uso de la ortesis. El mayor ángulo entre las superficies articulares tibial y astragalina al forzar la supina-

ción fue de 11 grados quedando de 0 grados con el uso de la ortesis. (Figuras 5a y 5b).



Fig. 5a. Radiografía que muestra el bostezo lateral de la articulación sin el uso de la ortesis.



Fig. 5b. Radiología del mismo sujeto con el uso de la ortesis.

En ninguno de los cuatro casos se redujo en absoluto la distancia del cajón anterior al utilizar la ortesis.

La mayor distancia obtenida entre el ángulo tibial posterior y el punto más próximo de la superficie articular astragalina en la radiografía lateral forzada fue de 8 mm, tanto con como sin la ortesis. La radiografía de control del mismo sujeto mostraba tan sólo 3 mm de separación. (Figuras 6a, 6b y 6c).



Fig. 6a. Radiografía demostrando cajón anterior sin el uso de la ortesis.

Para el análisis dinámico se eligió la imagen que ofreció más ángulo de inclinación entre la línea que unía los puntos aquileos y la que unía los puntos del calcáneo. En ambos casos se utilizaron las obtenidas con apoyo monopodal por producir una supinación mayor. En la caída del pie sin ortesis se observó una diferencia máxima del ángulo formado por los dos segmentos descritos que oscila entre 18,60 grados y 20,74 grados de supinación, según los diferentes ensayos realizados. Cuando



Fig. 6b. Mismo desplazamiento obtenido al usar la ortesis.



Fig. 6c. Radiografía de control sin estrés articular en el que desaparece el desplazamiento.

la caída se realizó con la ortesis la máxima diferencia obtenida osciló entre los 3,89 y los 4,87 grados de supinación según el ensayo. (La figura 7 muestra

gráficamente los segmentos descritos durante la caída, arriba -señalado con el número 1- sin la ortesis y abajo - con el número 2- con la ortesis. La

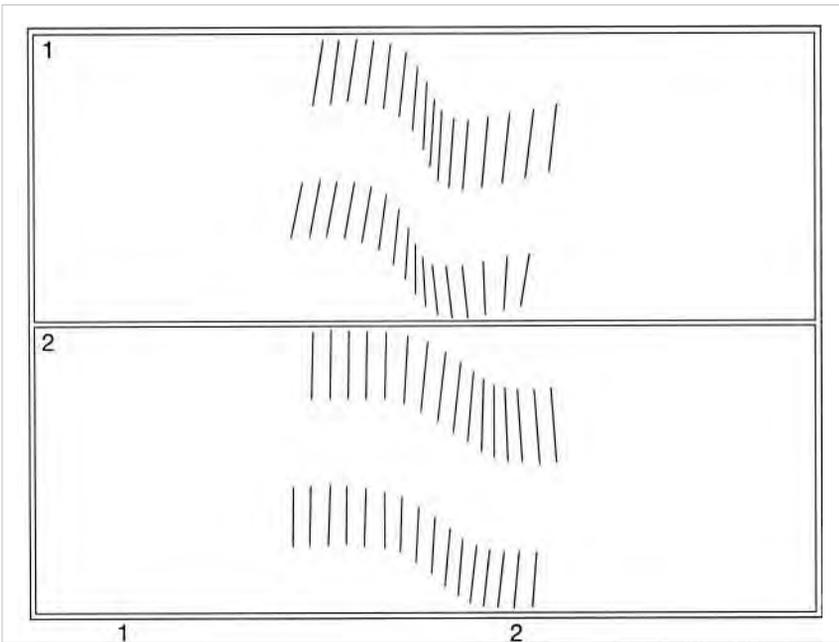


Fig. 7. Evolución en el tiempo del eje de la pierna (en rojo) y del retropié (en verde). Arriba sin el uso de la ortesis y con ella el de abajo.

figura 8 muestra, en trazo continuo, la angulación que se observa sin la ortesis a lo largo del tiempo y, en trazo discontinuo, la misma evolución con la ortesis. Los puntos negros en ambas líneas representan el momento en que se inicia la caída).

Finalmente se analizó la variación en el rendimiento al usar la ortesis respecto al control sin ortesis. En el salto de altura, mono y bipodal, no se objetivaron variaciones significativas. En el

salto de longitud monopodal se apreció una disminución del rendimiento del 3,4% al usarla ortesis que resultó significativo con una  $P \leq 0,05$ . En el salto de longitud bipodal la disminución resultó del 5,4%, significativo con una  $P \leq 0,025$ . En el sprint no se objetivaron diferencias significativas excepto al excluir los dos individuos con mayor o menor diferencia en que la disminución resultó del 3,39%, significativo con una  $P \leq 0,05$ .

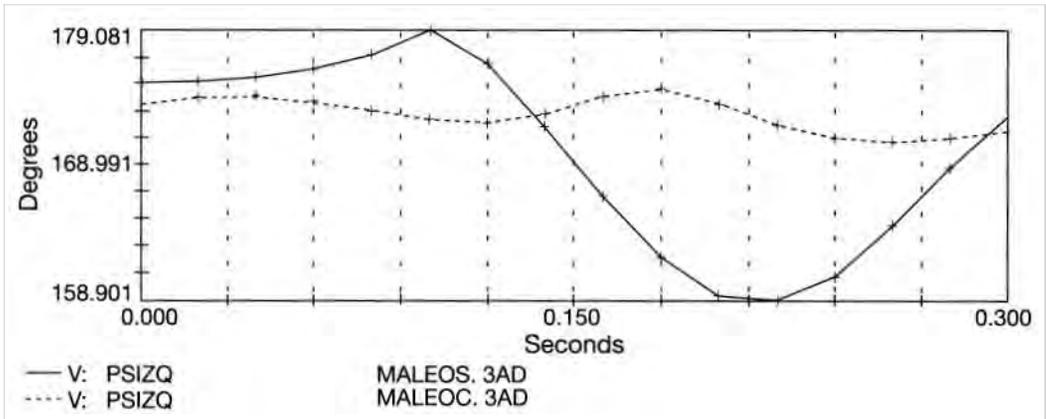


Fig. 8. Evolución en el tiempo del ángulo entre el eje de la pierna y del retropié con el uso de la ortesis (en rojo) y sin ella (en verde).

## DISCUSIÓN

El estudio radiográfico nos demuestra una estabilización del bostezo en el plano frontal pero no del desplazamiento anterior del pie respecto a la tibia. De hecho, el diseño de la ortesis ya hacía pensar en una buena limitación de la supinación del retropié pero, al no disponer de elementos ni anclajes que puedan evitar eficazmente el cajón anterior, no se limita dicho movimiento.

La estabilidad radiográfica del tobillo tampoco nos garantiza una estabilidad subjetiva de la articulación. (6, 11).

El estudio dinámico creemos que es bastante concluyente. La diferencia del trazado entre la caída del pie sin ortesis y con ella demuestra una clara estabili-

zación. Cabe señalar que las variaciones en el ángulo entre los dos segmentos obtenidas en la caída del pie con ortesis no se corresponden a ninguna variación real de dicho ángulo. Esto se puede comprobar analizando la variación de éste respecto al tiempo. (Figura 8 en trazo discontinuo). Vemos que se trata de una variación cíclica y que en ningún momento coincide con el momento de caída (punto negro). Esta oscilación se debe atribuir al proceso de digitalización. Los puntos señalados en la piel, aunque se consideren como tales, no son puntos sino pequeños círculos. Cuando se digitaliza sí que se señalan sobre dichos círculos verdaderos puntos. Esto conlleva un margen de error que, aunque pequeño, produce esta variación mínima del ángulo.

Por otro lado, los resultados de este estudio son claramente acordes con los estudios realizados por Konradson, L. et al (5) entre otros. Estos autores concluyen que, los pacientes con inestabilidad crónica del tobillo, tienen un tiempo de reacción peroneal alargado respecto a la población normal. En el estudio dinámico se puede observar que el tiempo transcurrido desde que se inicia la inclinación de la trampilla y, paralelamente, supina el pie, hasta que empieza a recuperarse dicha supinación de forma activa, es de unos 90 milisegundos (los tiempos descritos por los citados autores respecto a los sujetos inestables oscilan entre 70 y 90 milisegundos con una media de 82).

Evidentemente la ortesis estudiada estabiliza eficazmente el tobillo. Parece también bastante plausible que dicha estabilización se deba a un efecto de contención rígida de las estructuras. Pero nos planteamos que ésta, y posiblemente otras ortesis estabilizadoras del tobillo, podrían actuar, también, por otros mecanismos que sería interesante valorar en próximos estudios: si, por una lado, parece claro que las lesiones repetidas vienen condicionadas por una respuesta lenta de contracción de la musculatura peroneal (5, 7, 10), aunque las ortesis no ofrecieran una contención absoluta, sería suficiente que retrasaran unos pocos milisegundos la supinación del pie. Este corto lapso daría tiempo suficiente a la musculatura peroneal para que actuara eficazmente, evitando la lesión.

Por otro lado uno de los mecanismos propuestos para explicar este tiempo de reacción alargado es el de una posible lesión de los mecanorreceptores del tobillo. Posiblemente estos mecanorreceptores no quedarían totalmente destruidos o inutilizables. Seguramente responden a un umbral más elevado de estimulación. Si esto fuera así, las ortesis podrían también actuar estimulando

los mecanorreceptores. Al presionar sobre ellos, en el momento de la entorsión del tobillo, resultaría un nivel más alto de estimulación facilitando, por fin, dicha contracción.

De todas formas este mecanismo podría verse anulado con el uso continuado de la ortesis por un mecanismo de acomodación de los mecanorreceptores ya descrito en varios estudios.

Aunque hay que ser muy cautos debido al corto número de sujetos disponibles en el estudio de la variación del rendimiento deportivo con el uso de la ortesis destacaremos que, a pesar de que según los propios diseñadores de la ortesis ésta se basa en el vendaje funcional (taping), los resultados no concuerdan con las limitaciones que Burks et al (2) encontraron para éste: una disminución del 4% en el salto vertical, un 3,5% en el sprint y diferencias no significativas para el salto de longitud.

Estas diferencias creemos que son perfectamente explicables. En primer lugar podría ser que la acción, y por tanto la limitación del movimiento del taping y de la ortesis estudiada, no fuera la misma. En segundo lugar la variación podría atribuirse a la poca muestra utilizada (aunque el análisis estadístico utilizado es relativamente fiable para muestras de este tamaño). Y, por último, Burks no cita en su trabajo el modo exacto en que se ejecutaron los ejercicios y, por tanto, es posible que no sean comparables los resultados por no tratarse de muestras o métodos claramente superponibles.

Cabe señalar finalmente que los estudios estáticos y dinámicos se han realizado, por motivos prácticos, con el pie descalzo. Consideramos que esto no hace variar la validez de los resultados. Incluso cabría pensar que el calzado, al apretar sobre la ortesis, mejoraría, si cabe, la adaptación de ésta sobre el pie ayudando a una mayor estabilización.

## BIBLIOGRAFÍA

1. BURKS RT., BEAN BG., MARCUS, R., BARKER, H. B.: «Analysis of athletic performance with prophylactic onkle devices». *Am-J-Sports-Med*: Mar-Apr 1991:19 (2):104-6.
2. DERSCHEID, G. L., BROWN, W. C.: «Rehabilitation of the ankle». *Clin-Sports-Med*: Jul 1985: 4 (3) 527-44.
3. DEVEREAUX, M. D., LACHMANN, S. M.: «Athletes attending a sport injury clinic—a review». *Br-J-Sports-Med*: Dec 1983: 17 (4): 137-42.
4. HERGENROEDER, A. C.: «Diagnosis and Treatment of Ankle Sprains. A review». *Am-J-Dis-Child*: jul 1991: 144 (7) 80914.
5. KONRADSEN, L., BOHSEN, J. R.: «Prolonged Peroneal Reaction Time in Ankle Instability». *In t.-J-Sports-Med*: Jun 1991: 12 (3): 290-2.
6. KORKALA, O., TANSKANEN, P., MAKIJARVI, J., SORVALI, T., YLIKOSKI, M., HAAPALA, J.: «Long-term results of the Evans procedure for lateral instability of the ankle». *J-Bone-Joint-Surg-[Br]*: Jan 1991: 73 (1) 96-9.
7. Van LINGE, B.: «Activity of the peroneal muscles, the maintenance of balance, and the prevention of inversion injury of the ankle: an electromyographic study». *Acta-Orthop-Scand*: 1988: 59 (suppl. 227): 67.
8. MAEHLUM, S., DALJORD, O. A.: «Acute sports injuries in Oslo: a oneyear study». *Br-J-Sport-Med*: Sep 1984: 18 (3) 181-5.
9. SISK, T. D., CANALE, ST.: «Traumatic affections of joints». En: EDMONSON, A. S., CRENSHAW, A. H., eds. *Cambell's operative orthopaedics*. 6th ed. Vol. 1 y St. Louis, ec: CV Mosby Co, 1980: 880-1.6-SMITH, R. W., REISCHL, S. F.: «Treatment of ankle sprains in young athletes». *Am-J-Sports-Med*: Nov-Dec 1986: 14 (6): 465-71.
10. SODERBERG, G. L., COOK, T. M., RIDER, S. C., STEPHENITCH, B. L.: «Electromyographic activity of selected leg musculature in subjects with normal and chronical sprained ankles performing on a BAPS board». *Phys-Ther*: jul 1991: 71 (7): 514-22.
11. TRAVA, S., JAROMA, H., WEITZ, H., LOIKKANEN, T., SUVELA, M.: «Radiographic instability of the ankle joint after Evans repair». *Acta-Orthop-Scand*: Oct. 1983: 54 (5) 734-8.