

9 Biomecánica de la artroplastia de tobillo

Alberto Ruiz, Fernando Álvarez
Hospital Sant Rafael. Barcelona

La articulación del tobillo, junto con la articulación subastragalina, forma una unidad funcional fundamental para la marcha en el ser humano. El tobillo tiene unas características biomecánicas específicas que le convierten en una articulación singular. Una de las consecuencias de la peculiar biomecánica de esta articulación es su baja predisposición a presentar trastornos degenerativos de forma primaria, en comparación con otras articulaciones, como la rodilla o cadera.

No obstante, la artrosis de tobillo se observa con cierta frecuencia, particularmente como consecuencia de traumatismos. En estos casos, las dos principales opciones de tratamiento son la artrodesis y la artroplastia de tobillo. Valderrábano demostró que la cinemática del tobillo protetizado se asemeja más a la del tobillo normal que a la del tobillo artrodesado⁽¹⁾. Pero la artroplastia no tendrá éxito si no se tienen en consideración las propiedades biomecánicas de esta articulación⁽²⁾. En este capítulo repasaremos unos conceptos básicos de la biomecánica del tobillo y de la artroplastia, ya que del conocimiento y respeto de estos principios va a depender, en gran medida, el éxito del procedimiento.

Aspectos anatómicos

La articulación del tobillo está formada por tres huesos, los ligamentos colaterales y la sindesmosis tibioperonea. Además, está rodeada por músculos y tendones. Una de sus principales características es el alto grado de congruencia entre las superficies articulares del astrágalo y las de la tibia y el peroné, durante todo el rango de movimiento⁽³⁾.

El astrágalo tiene forma de tronco de cono truncado con su superficie articular superior en forma de cúpula convexa en el eje anteroposterior. Presenta un radio de curvatura medial menor que el lateral, y una anchura en su parte anterior mayor que en su parte posterior.

El complejo ligamentoso lateral, con sus tres fascículos peroneoastragalino anterior, peroneocalcáneo y peroneoastragalino posterior, constituye el principal

estabilizador lateral del tobillo. Cada uno de estos fascículos se verá sometido a diferente tensión y, por lo tanto, variará su implicación como estabilizador en función de la posición del tobillo^(4,5). El fascículo peroneoastragalino anterior se tensa en flexión plantar del tobillo, mientras que los fascículos peroneocalcáneo y peroneoastragalino posterior se tensan en flexión dorsal⁽⁶⁾.

El complejo ligamentoso medial, formado por las porciones superficial y profunda de ligamento deltoideo, constituye el estabilizador ligamentoso medial del tobillo; su principal función es limitar el desplazamiento en valgo y rotación externa del astrágalo⁽⁷⁾.

Estas estructuras ligamentosas tendrán un papel fundamental en tanto que limitan y a la vez dirigen el movimiento articular del tobillo durante el ciclo de la marcha⁽⁸⁾. La forma troncocónica del astrágalo facilita la correcta tensión ligamentosa durante todo el rango de movimiento⁽¹⁾.

Aspectos cinemáticos

En contra de lo que pudiera parecer, la articulación del tobillo no puede considerarse como una bisagra con movimiento simple de flexión-extensión en un solo eje^(9,10). La mayor amplitud articular anterior del astrágalo y su diferente radio de curvatura medial y lateral condicionan un movimiento de rotación axial del astrágalo durante la flexo-extensión, sin el cual no sería posible mantener la congruencia entre las superficies articulares. La flexión plantar del tobillo conlleva una inversión del pie, y la flexión dorsal del tobillo se asocia a eversión del pie.

El rango de movimiento del tobillo necesario durante la marcha por terreno liso va desde los 10° de flexión dorsal a los 15° de flexión plantar⁽¹¹⁾. Se necesitan 37° de movimiento para subir escaleras, y 56° para bajarlas⁽¹²⁾. El objetivo de una artroplastia de tobillo debe ser obtener un rango de movimiento de, al menos, 10° de flexión dorsal y 20° de flexión plantar⁽²⁾.

La estabilidad del tobillo depende de la forma de las superficies articulares y de los ligamentos. La congruencia de las superficies articulares del tobillo son el



principal estabilizador del mismo en situación de carga (especialmente en varo y valgo), mientras que las estructuras ligamentosas son los principales estabilizadores rotacionales y anteroposteriores del tobillo. Stormont demostró que las superficies articulares proporcionan el 100% de la estabilidad en varo-valgo del tobillo en carga y el 30% de la estabilidad rotacional en carga⁽¹³⁾.

Este hecho puede explicar, en parte, el fracaso de las artroplastias con prótesis de diseño cóncavo-convexo (Figura 1). En estas prótesis, toda la estabilidad en varo-valgo del tobillo recae en las estructuras ligamentosas, las cuales, si bien pueden ser competentes inicialmente, claudican con el paso del tiempo, llevando al tobillo a una situación de inestabilidad y fracaso de la prótesis⁽¹⁴⁾.

Por tanto, la prótesis debe ser diseñada con unas superficies articulares lo más anatómicas posibles para garantizar la estabilidad intrínseca del tobillo en inversión y eversión en carga y para reproducir el movimiento del tobillo de la forma más fisiológica posible.

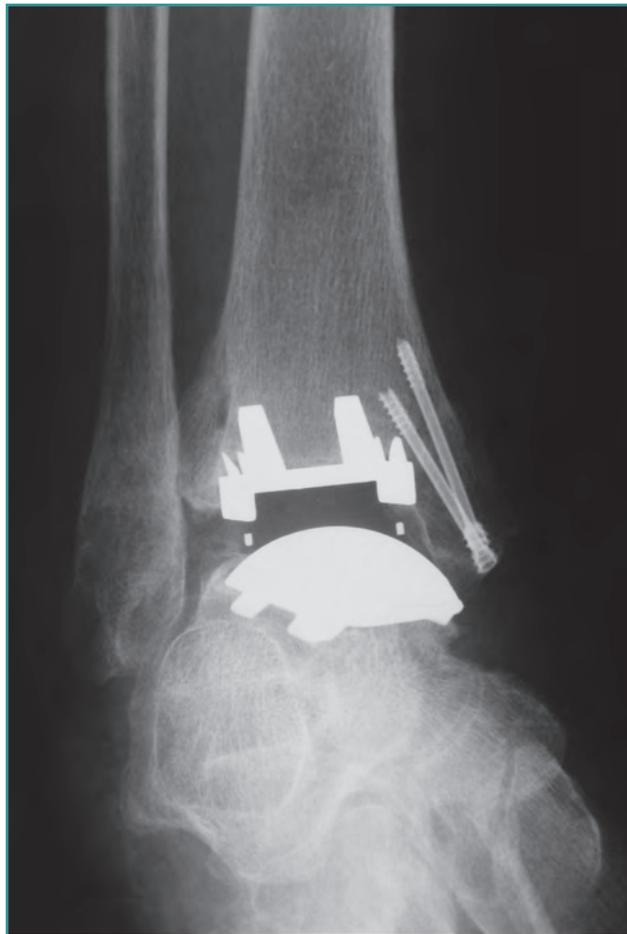


Figura 1. El diseño esférico de la prótesis de tobillo traslada toda la estabilidad en varo y valgo a los ligamentos colaterales. Ello puede favorecer la inestabilidad a largo plazo.

Área de contacto y transferencia de cargas

La peculiar anatomía y cinemática del tobillo implica una gran variabilidad en la superficie de contacto y de transferencia de cargas en función de la posición del mismo, entre 1,5 cm² y 9,4 cm²⁽¹⁵⁾. En situación de carga, el 77-90% de las fuerzas se transmiten directamente de la plataforma articular tibial a la cúpula astragalina⁽¹⁶⁾. El resto se transmite a través de las superficies articulares de los maléolos medial y lateral con las carillas articulares medial y lateral del astrágalo; la transmisión de carga en cada una de estas superficies aumenta en situación de inversión y eversión. Además, la superficie de contacto aumenta con la flexión dorsal, comportando una mayor distribución de carga por superficie. Estos datos indican que la superficie de contacto entre los componentes de una prótesis debe ser lo más amplia y congruente posible para una mejor transferencia de cargas.

Las fuerzas de compresión, de cizallamiento y rotacionales son absorbidas por el tobillo en el momento de la transferencia de carga durante el ciclo de la marcha. Stauffer ya demostró en 1977 que la carga vertical absorbida por un tobillo sano durante la marcha puede alcanzar 5,2 veces el peso corporal, mientras que las fuerzas de cizallamiento anteroposteriores y laterales pueden alcanzar dos y tres veces este peso, respectivamente⁽¹²⁾. Esta combinación de diferentes fuerzas de compresión, cizallamiento y rotacionales, con puntos de aplicación excéntricos sobre los componentes protésicos, puede desencadenar fenómenos de microinestabilidad y de micromovimiento que, finalmente, pueden conducir al aflojamiento protésico. Se ha descrito que micromovimientos superiores a 0,15 mm pueden provocar un fallo en la integración ósea del implante protésico⁽¹⁷⁾.

Cuanto mayor sea el grosor del implante, mayores serán los brazos de palanca y los momentos de las fuerzas de cizallamiento sobre la interfase implante-hueso. A su vez, el estrés al que es sometida la interfase implante-hueso estará en relación al tamaño de las superficies de contacto de la prótesis, siendo menor cuanto mayor sea el área de contacto y de distribución de carga entre los componentes protésicos. Por tanto, el diseño de la prótesis debe combinar dos aspectos: ser lo más delgada posible para disminuir las fuerzas de cizallamiento en la interfase implante-hueso y para minimizar la resección ósea, pero también presentar una amplia superficie de contacto entre componentes que permita una mejor distribución de cargas⁽²⁾.

Existen dos conceptos biomecánicos básicos en la artroplastia de tobillo: la constricción y la congruencia. Cuanto más constreñida es una prótesis, mayores son las fuerzas de cizallamiento en la interfase implante-

hueso, lo cual favorece el aflojamiento precoz. Por otro lado, cuanto mayor es la congruencia entre los componentes protésicos, menor es el desgaste del polietileno. La solución para combinar estos dos conceptos la proporcionan las prótesis de tres componentes con un componente intermedio móvil. Estas prótesis presentan una constricción baja (menor aflojamiento) y están formadas por dos articulaciones muy congruentes (menor desgaste de polietileno). Además de lo mencionado, desde el punto de vista cinemático, Valderrábano comprobó que las prótesis de dos componentes limitan el movimiento del astrágalo dentro de la mortaja tibioperonea, mientras que en las prótesis de tres componentes ese movimiento es comparable al del tobillo normal⁽¹⁸⁾.

Soporte óseo y fijación protésica

La calidad y resistencia del hueso sobre el que se implanta una prótesis es fundamental para el éxito de la artroplastia. Lowery registró una disminución de un 30-50% de la resistencia a la compresión en la superficie tibial tras la resección del hueso subcondral. Dicha pérdida de resistencia aumenta hasta el 70-90% si se realiza una resección de 1 cm de hueso proximalmente a la superficie articular⁽¹⁹⁾. Por otra parte, Hvid demostró que el área de mayor resistencia ósea de la tibia distal está a nivel posteromedial⁽²⁰⁾. Existe el riesgo de que esta zona pueda actuar como pivote, provocando una sobrecarga ósea anterolateral, e incluso un colapso óseo a este nivel. Para evitarlo, es fundamental la correcta alineación de la extremidad, evitando la desviación del retropie en valgo. A nivel tibial, también debe tenerse en cuenta que la mayor parte de la carga se transmite por el hueso cortical tibial distal. Por este motivo, el implante tibial debe intentar apoyarse en la mayor superficie ósea posible, incluyendo, al menos parcialmente, el hueso cortical; además, la técnica quirúrgica debe evitar debilitar las corticales distales de la tibia, especialmente la cortical anterior.

Hvid también encontró que el hueso astragalino es un 40% más resistente que el hueso tibial⁽²⁰⁾. Sin embargo, la resección del hueso cortical del astrágalo aumenta considerablemente las cargas que debe soportar el hueso restante⁽²¹⁾. Por tanto, durante la implantación protésica es muy importante conservar la mayor cantidad posible de hueso astragalino. En muchos de los primeros modelos de prótesis, la implantación del componente astragalino requería la realización de un corte horizontal en el astrágalo; ello implica que el hueso astragalino restante no es lo suficientemente resistente como para soportar las cargas a las que es sometido,

con el consiguiente riesgo de colapso óseo y hundimiento de la prótesis (Figura 2).

Por tanto, la resección ósea deberá ser mínima, tanto en la tibia como en el astrágalo, para intentar aprovechar la mayor resistencia del hueso subcondral y disminuir el riesgo de colapso óseo. Además, preservar la mayor cantidad de hueso posible siempre facilitará una posible cirugía de revisión. El componente astragalino deberá ser lo más anatómico posible y de recubrimiento.

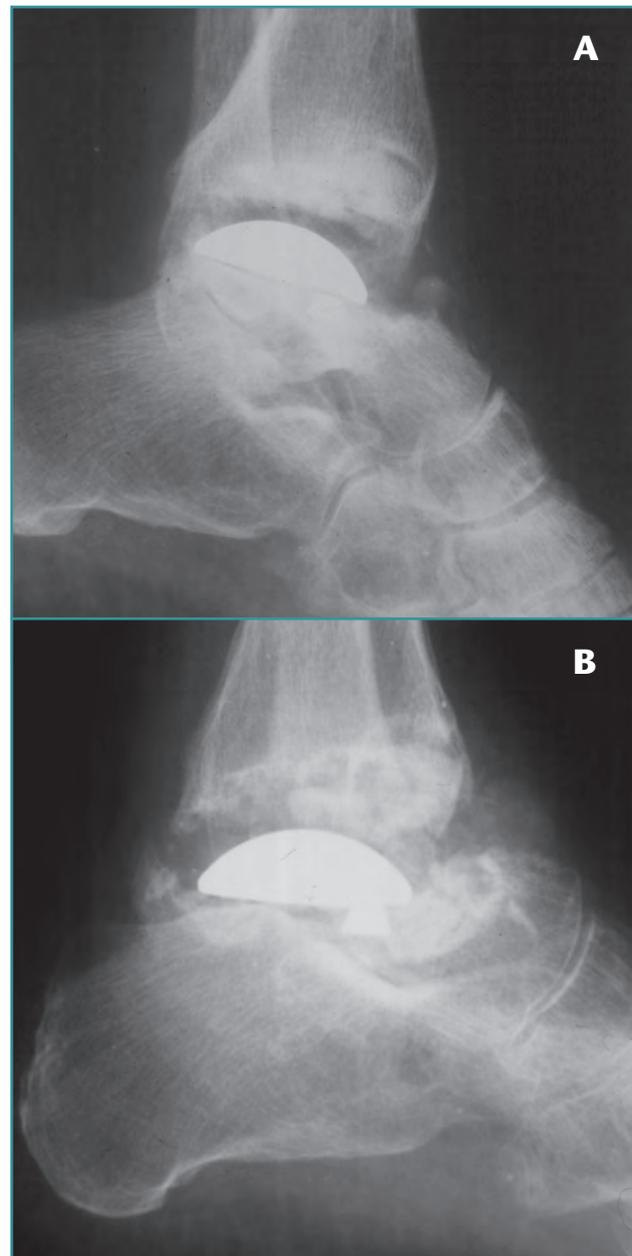


Figura 2. A) Artroplastia de tobillo con corte horizontal a nivel del astrágalo. B) La excesiva resección ósea del astrágalo favorece el colapso del hueso restante.



El componente tibial deberá cubrir la mayor superficie tibial posible, apoyarse en hueso cortical y no debilitar las corticales tibiales.

La fijación de los componentes protésicos al hueso es un factor decisivo para el éxito de la artroplastia. Los primeros modelos de prótesis tenían diseños muy diferentes, pero todos fracasaron y todos tenían en común que eran cementados. Las prótesis modernas no utilizan cemento, sino que su fijación al hueso se basa en la osteointegración a través del crecimiento óseo en la superficie porosa del implante. Esta fijación biológica aporta varias ventajas: menor resección ósea, al no ser necesario espacio para el cemento; menor grosor de los componentes, lo cual disminuye el estrés mecánico en la interfase implante-hueso; se evitan riesgos inherentes a la cementación, como las lesiones térmicas de partes blandas o presencia intraarticular de restos de cemento que pueden actuar como un tercer cuerpo, favoreciendo el desgaste prematuro de los componentes.

En la mayoría de prótesis actuales, la superficie en contacto con el hueso es porosa o incorpora una capa de hidroxiapatita cálcica o ambos, para favorecer la osteointegración del implante. Durante la fase de osteointegración, la carga de peso es un elemento favorecedor, pero es importante evitar las fuerzas de cizallamiento en la interfase implante-hueso para evitar el aflojamiento precoz. Con el objetivo de aumentar la fijación primaria de los implantes, en espera de la fijación secundaria (osteointegración), los diseños protésicos incorporan diversos elementos: un gran vástago central, pequeños vástagos, una quilla central, cilindros, espinas o aletas que se clavan en el hueso, o tornillos. La experiencia clínica ha demostrado que los tornillos no son necesarios para la fijación primaria de la prótesis (Figura 3) e, incluso, pueden ser la causa de aparición de lesiones líticas periprotésicas (Figura 4).

Materiales

En la mayoría de prótesis actuales, los componentes metálicos están fabricados de una aleación de cromo-cobalto. Algunos están recubiertos por una capa de titanio, una capa de hidroxiapatita cálcica o ambas.

El componente móvil está fabricado con polietileno de ultraalta densidad. No está claro cuál debe ser el grosor ideal de este componente móvil para evitar roturas, pero se considera que no debe ser menor de 5 mm. Componentes más gruesos evitarían el problema de la rotura, pero a expensas de una mayor resección ósea. Es desgaste del polietileno es motivo de preocupación en la evolución a largo plazo de todas las artroplastias. Para minimizar este desgaste, es importante

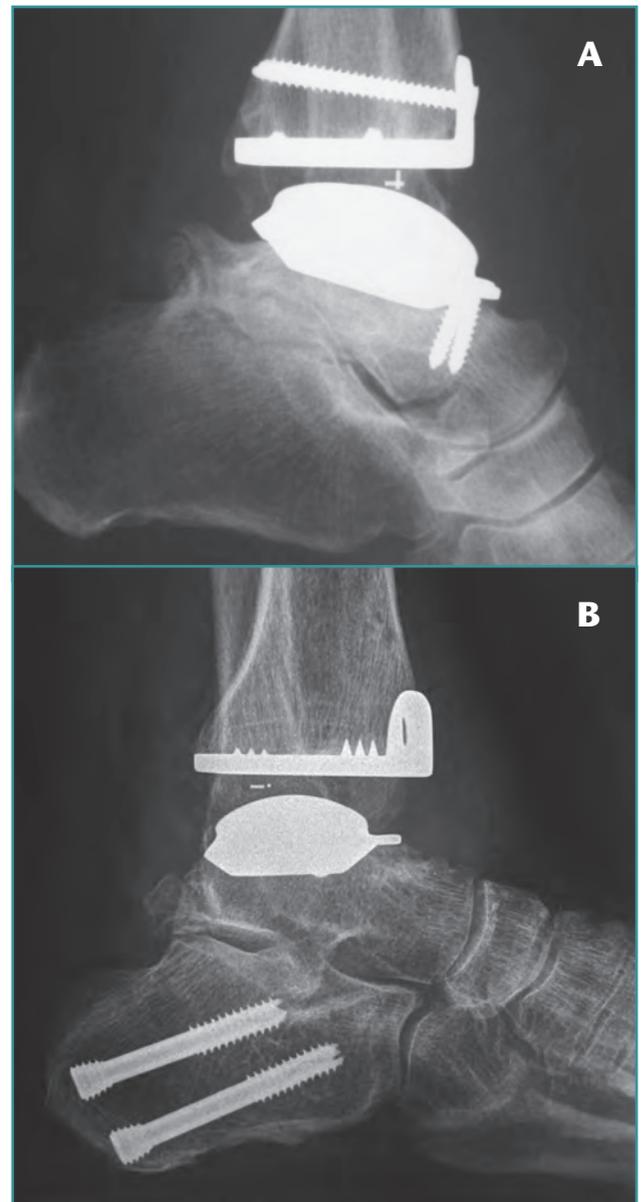


Figura 3. A) Prótesis de tobillo no cementada. La fijación primaria utiliza tornillos. B) Evolución del mismo modelo protésico. Los tornillos ya no son necesarios para la fijación primaria.

que exista una alta congruencia entre el polietileno y las superficies de los componentes tibial y astragalino, y que el componente móvil no sobrepase la superficie de los componentes metálicos. Otro riesgo de las prótesis con componente móvil es la luxación de éste. Para evitarlo, dos factores son fundamentales: que la prótesis disponga de un adecuado sistema de retención del componente móvil y que, al terminar la intervención, el tobillo esté bien alienado y con un correcto equilibrio ligamentoso.



Figura 4. Aparición de lesiones quísticas periprotésicas en tibia y astrágalo a los 10 años de la implantación de la prótesis. Los tornillos pueden ser la causa.

Conclusiones

Desde el punto de vista biomecánico, el éxito de una artroplastia total de tobillo dependerá de la capacidad de la misma para reproducir, de la forma más fiel posible, la cinemática natural de esta articulación. Para alcanzar este objetivo, es fundamental el diseño de la prótesis. En base a la información que tenemos, obtenida de estudios clínicos y de laboratorio, podemos establecer que la artroplastia de tobillo debe respetar ciertos principios biomecánicos:

- Debe obtenerse un balance articular mínimo de 10° en flexión dorsal y 20° en flexión plantar.
- La extremidad debe mantener una alineación correcta.
- Es imprescindible el equilibrio ligamentoso del tobillo para la estabilidad anteroposterior y rotacional.
- La implantación de la prótesis requerirá, a menudo, gestos quirúrgicos complementarios.
- La prótesis debe constar de tres componentes, con un componente móvil de polietileno.
- Los componentes deben ser lo más anatómicos posible.
- La forma de los componentes debe proporcionar estabilidad en varo-valgo en carga al tobillo.
- La prótesis no debe ser constreñida para evitar el aflojamiento.

- La prótesis debe ser congruente para evitar el desgaste del polietileno.
- La prótesis debe tener una amplia superficie de contacto con el hueso y entre sus componentes.
- La fijación debe ser biológica, no cementada.
- La resección ósea debe ser mínima.
- Evitar debilitar el hueso cortical tibial.
- La instrumentación debe ser precisa

Sin duda, el transcurso del tiempo y los nuevos estudios clínicos y biomecánicos harán que algunos de los conceptos aquí mencionados varíen. No debemos olvidar que el diseño de la prótesis es importante, pero son igual de importantes otros factores, como la correcta selección de los pacientes, la ejecución técnica de la intervención, la alineación de la extremidad, el equilibrio ligamentoso y todos aquellos gestos quirúrgicos complementarios que requiere este tratamiento. Debemos tener siempre presente que la implantación de una prótesis solamente es una parte del tratamiento completo de la extremidad.

Bibliografía

1. Valderrabano V, Hintermann B, Nigg BM, Stefanyshyn D, Stergiou P. Kinematic changes after fusion and total replacement of the ankle: part 1: Range of motion. *Foot Ankle Int* 2003; 24 (12): 881-7.
2. Hintermann B. *Total Ankle arthroplasty. Historical overview, current concepts and future perspectives*, 1st ed. Basel, Switzerland: Springer-Verlag/Wien; 2005.
3. Inman VT. *The Joints of the Ankle*. 2nd ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1991.
4. Colville MR, Marder RA, Boyle JJ, Zarins B. Strain measurement in lateral ankle ligaments. *Am J Sports Med* 1990; 18: 196-200.
5. Sommer C, Hintermann B, Nigg BM, Bogert van den AJ. Influence of ankle ligaments on tibial rotation: an in vitro study. *Foot Ankle Int* 1996; 17: 79-84.
6. Viladot A. Biomecánica del tobillo. En: Viladot A, et al. *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Barcelona: Springer-Verlag; 2001. p. 213-20.
7. Rasmussen O, Tovberg-Jensen I. Mobility of the ankle joint: recording of rotator movements in the talocrural joint in vitro with and without the lateral collateral ligaments of the ankle. *Acta Orthop Scand* 1982; 53: 155-60.
8. Seth A. A review of the STAR prosthetic system and the biomechanical considerations in total ankle replacements. *Foot Ankle Surg* 2011; 17: 64-7.
9. Hintermann B, Nigg BM, Sommer C, Cole GK. Transfer of movement between calcaneus an tibia in vitro. *Clin Biomech* 1994; 9: 349-55.
10. Lundberg A, Svernnson OK, Nemeth G, Selvik G. The axis of rotation of the ankle joint. *J Bone Joint Surg Br* 1989; 71: 94-9.



11. Sammarco GJ, Burstein AH, Frankel VH. Biomechanics of the ankle: a kinematic study. *Ortho Clin North Am* 1973; 4: 75-96.
12. Stauffer RN, Chao EY, Brewster RC. Force and motion analysis of the normal, diseased and prosthetic ankle joint. *Clin Orthop Relat Res* 1977; 127: 189-96.
13. Stormont DM, Morrey BF, An KN, Cass JR. Stability of the loaded ankle. *Am J Sports Med* 1985; 13: 295-300.
14. Burge PD, Evans M. Effect of surface replacement arthroplasty on stability of the ankle. *Foot Ankle* 1986; 7: 10-7.
15. Ward KA, Solanes RW. Contact patterns at the tarsal joints. *Clin Biomech* 1997; 12: 496-501.
16. Calhoun JH, Ledbetter BR, Viegas SF. A comprehensive study of pressure distribution in the ankle joint with inversion and eversion. *Foot Ankle Int* 1994; 15: 125-33.
17. Volz RG, Nisbet JK, Lee RW, McMurtry MG. The mechanical stability of various noncemented tibial components. *Clin Orthop* 1988; 226: 38-42.
18. Valderrabano V, Hintermann B, Nigg BM, Stefanyshyn D, Stergiou P. Kinematic changes after fusion and total replacement of the ankle: part 1: Talar movement. *Foot Ankle Int* 2003; 24 (12): 897-900.
19. Lowery RB. Fractures of the talus and os calcis. *Opin Orthop* 1995; 6: 25-34.
20. Hvid I, Rasmussen O, Jensen NC, Nielsen S. Trabecular bone strength profiles at the ankle joint. *Clin Orthop* 1985; 199: 306-12.
21. Calderale PM, Garro A, Barbiero R, Fasolio G, Pipino F. Biomechanical design of the total ankle prosthesis. *Eng Med* 1983; 12: 69-80.

