

Artroplastia de tobillo: estado del arte. Parte 1

Dr. Juan Manuel Herrera Arbeláez*

* Coordinador Académico, Posgrado de Ortopedia y Traumatología, Universidad El Bosque. Cirugía de pie y tobillo, Clínica Universitaria El Bosque, Clínica Palermo.

Correspondencia:

Calle 134 No. 7B-83 Of. 1014, Bogotá, Colombia.

Tel.: (571) 5200086

juanmherrera@cable.net.co

Fecha de recepción: enero 20 de 2008

Fecha de aprobación: septiembre 27 de 2008

Resumen

Han pasado casi 40 años desde que se realizó la primera artroplastia de tobillo en el mundo. Durante la primera década de vida de la artroplastia de tobillo, se intentó reproducir el conocimiento existente acerca de la artroplastia de cadera para aplicarlo a la de tobillo con resultados bastante desalentadores. Ya en la segunda década de vida de la artroplastia de tobillo, surgieron dos tendencias principales: el reemplazo del movimiento del tobillo y el reemplazo de su función de transferencia de carga. Con más de treinta años de evolución, hoy es claro que las artroplastias de tobillo que tienen buenos y excelentes resultados pertenecen al grupo que reemplaza la función de transferencia de carga del tobillo. En este artículo se revisan profundamente los conceptos relacionados con la función de transferencia de carga del tobillo y se realiza un análisis de los diferentes diseños de prótesis que existen en la actualidad con el fin de facilitar el entendimiento del procedimiento. Queda claro que los conceptos biológicos que atañen a las artroplastias de cadera y rodilla son aplicables a la artroplastia de tobillo, pero también, que los conceptos biomecánicos referentes a los diseños de las prótesis y sus sistemas de fijación son diametralmente opuestos a los de otras articulaciones del miembro inferior.

Palabras clave: articulación del tobillo, artroplastia, biomecánica, implantación de prótesis.

Abstract

It has been passed close to 40 years since the first ankle arthroplasty was performed worldwide. Initially, hip arthroplasty knowledge was fully applied to ankle arthroplasty with the lack of encouraging results during its first decade of existence. Therefore, during its second decade of existence, two main tendencies start to push forward the procedure: first the procedure was performed to replace the movement of the ankle, and second the procedure was performed to reproduce the load transfer system the ankle represents itself. After thirty years of evolution of a more rationale ankle arthroplasty the replacement of the load transfer system have better results than the replacement of the movement of the ankle. This paper includes a review of both, the biomechanics of the load transfer system at the ankle and the mechanics of all different designs of ankle prosthesis existing today. Nevertheless, an analysis about biology and mechanics of fixation systems of the current ankle prosthesis is also included herein.

Key words: Ankle joint, arthroplasty, biomechanics, prosthesis implantation.

Introducción

Los resultados iniciales de las artroplastias protésicas del tobillo fueron bastante desalentadores tanto para los pacientes como para los cirujanos. Un sinnúmero de diferentes diseños fueron probados durante la búsqueda de una artroplastia de tobillo que funcionara. La mayoría de ensayos clínicos iniciales incluían series de 20 a 40 pacientes con seguimientos no mayores de 5 años.

De esta información, en su mayoría de la década de los 70 y comienzos de los 80, solamente se pueden realizar observaciones generales, que son más útiles para identificar los errores en la concepción y diseño de estas prótesis que para inferir algún tipo de observación acerca de su diseño (tabla 1).

Tabla 1. Primeras series de casos publicadas en artroplastia de tobillo.

Prótesis	No. de artroplastias	Tiempo de seguimiento (meses)	Grado de satisfacción (%)
Smith	21	27	46
Imperial College London Hospital (ICLH)	18	36	60
Thompson - Parkridge - Richards	52	59	69
Bath - Wessex	23	60	81
Thompson - Parkridge - Richards	37	60	52
Buechel - Pappas	40	72	85
Smith	18	84	61
Mayo	160	108	19

Cuando se revisa la satisfacción del paciente con las prótesis de tobillo de primera generación, se encuentra que los buenos resultados varían entre el 19 y el 81% (1, 2, 3, 4, 5, 6, 7). Igualmente, el tiempo de seguimiento tiene una relación inversamente proporcional al grado de satisfacción del paciente. Lo mismo ocurrió con las primeras artroplastias de tobillo cuando, al revisar las series antes descritas, se reportaron aflojamientos asépticos entre el 22 y el 75% de los pacientes. Al comienzo de los años 80, era claro que la artroplastia de tobillo no tenía indicaciones ni espacio en el ejercicio quirúrgico porque el pronóstico era igual o peor que el de la artrodesis y las complicaciones eran mayores. Éstas eran algunas veces catastróficas y más difíciles de manejar que las de las artrodesis, lo cual es aún más evidente en los pacientes reumatoideos y adultos mayores, que tienen una piel delgada cuya difícil cicatrización es mucho más evidente en el tobillo que en otras articulaciones de mayor volumen y tamaño, como la cadera y la rodilla. En la literatura médica se encuentra un sinnúmero de reportes de complicaciones que incluyen: difícil cicatrización de la herida, infección superficial y profunda, artroplastias de resección, revisiones fallidas, artrodesis y ocasionalmente amputaciones tipo BK (*below the knee*). Estas complicaciones hicieron perder el entusiasmo inicial de los cirujanos de pie y tobillo en el procedimiento.

Especialmente dos publicaciones contribuyeron a condenar la artroplastia de tobillo. La primera, de Bolton-Maggs y cols. (8), quienes después de revisar la experiencia del London's Hospital afirman que “debido a la gran tasa de complicaciones y generalmente pobres resultados clínicos, recomendamos la artrodesis como el tratamiento de elección para el tobillo doloroso y rígido sin importar el proceso patológico subyacente”.

La segunda, de Kitaoka y Patzer, en la que al evaluar la experiencia de la Clínica Mayo, dicen: “no recomendamos la artroplastia de tobillo con el implante constreñido de Mayo para artritis reumatoidea u osteoartritis del tobillo”. Después de publicaciones con este tipo de conclusiones, la mayoría de los ortopedistas adoptaron la artrodesis como tratamiento de elección para la artrosis de tobillo.

Hoy, prácticamente todos los textos de ortopedia y cirugía de pie y tobillo en inglés y en español, puntualizan que la artrodesis de tobillo es el tratamiento de elección para la artrosis del tobillo. La mayoría de las artrodesis del tobillo eliminan el dolor en el paciente, lo cual se encuentra ampliamente descrito en la literatura cuando se revisan series a corto plazo. Sin embargo, esta cirugía tiene complicaciones y, a largo plazo, los resultados son poco entendidos. Existen solamente algunas pocas publicaciones que muestran los efectos de la artrodesis con un seguimiento mínimo de 7 años después de realizado el procedimiento. Los resultados de estos estudios muestran que la artrodesis tiene una tasa de éxito inicial alrededor del 80%. Sin embargo, hay que definir explícitamente lo que significa éxito; cuando se revisan detalladamente las escalas de valoración funcional de estos estudios se encuentra que:

- 79% de los pacientes tienen dificultad para la marcha en terrenos irregulares
- 75% tienen dificultad para subir y bajar escaleras
- 64% tienen dolor durante la bipedestación prolongada
- 21% presentan dificultad incluso para salir de la ducha

Ocho años después de la artrodesis de tobillo, el 50% de los pacientes tienen artritis del mediopié. En los estudios a largo plazo el panorama es aún más desalentador, reportándose que después de 22 años el 100% de los pacientes tienen artritis sintomática del mediopié. Muy poco o nada ha sido escrito respecto a los efectos de la artrodesis de tobillo en términos de carga sobre las articulaciones vecinas que no poseen una fisiología articular normal (9, 10, 11, 12, 13, 14, 15).

La tasa de infección en las artrodesis de tobillo ha sido reportada desde 0% (en 34 tobillos) hasta 28% (5 de 18 tobillos) (16). Adicionalmente, la tasa de amputaciones realizadas en tobillos que se convierten en insalvables debido a las complicaciones posoperatorias de la artrodesis del tobillo, ha sido reportada en valores tan altos como el 13% (6 de 48 tobillos) (17). A corto plazo, se han descrito buenos resultados en la artrodesis con valores que fluctúan entre el 65% (15 de 23 tobillos) (18) y el 100% (7 de 7 tobillos) (19).

Waters y cols. encontraron que, en pacientes jóvenes sanos sin ningún tipo de patología coexistente y con artrodesis de tobillo, los resultados fueron reportados como exitosos, presentando una disminución en la velocidad de la marcha del 16%, 3% de aumento en el consumo de oxígeno y una eficiencia global del 90% para la marcha (20).

Por otro lado, se ha demostrado que la artrodesis tibioastragalina aumenta la demanda mecánica del resto de las articulaciones de la extremidad incluyendo la rodilla, la articulación de Chopart y la articulación subtalar (21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31). Lidor y cols. han descrito la presencia de fracturas por estrés en la tibia distal como consecuencia de los cambios mecánicos que produce la artrodesis del tobillo (32). La tasa de satisfacción de los pacientes también es variable, algunos se quejan de dolor persistente y marcha antálgica severa (33, 34, 35). Los pacientes mayores con compromisos poliarticulares no toleran fácilmente la demanda mecánica aumentada que se presenta como consecuencia de una artrodesis de tobillo, ni la subsecuente necesidad de periodos largos de convalecencia, ni la utilización de ayudas para la marcha que pueden verse dificultadas por desacondicionamiento físico, problemas cardiovasculares y artrosis de las articulaciones de los miembros superiores (36, 37).

En patologías como la hemofilia o la artritis reumatoidea, la rodilla y el mediopié son sobrecargados, debido a que la carga que no absorbe el tobillo durante la marcha se transfiere a estas articulaciones (38).

En los pacientes hemofílicos, por ejemplo, se pueden predecir hemartrosis a repetición sobre la rodilla debido al exceso de rotación que ésta debe asumir durante la marcha para compensar la artrodesis del tobillo y al aumento de las cargas, porque al artrodesar el tobillo, se pierde la capacidad de transferencia de carga de los músculos biarticulares. En el caso de la articulación subastragalina, se espera una rigidez dolorosa secundaria a hemartrosis a repetición posterior a la artrodesis del tobillo (39, 40).

En el caso de las panartrodesis de pie en este tipo de pacientes, la progresión a una artrosis de rodilla es aún más rápida y, cuando hay una coexistencia de una artroplastia de rodilla, la sobrevida de la prótesis se reduce dramáticamente como consecuencia de la sobrecarga a la que las interfases de la prótesis de rodilla son sometidas.

Cuando se revisa detalladamente la literatura publicada tanto para la artrodesis como para la artroplastia total del tobillo, solamente se encuentran series de casos, en su gran mayoría con menos de 50 pacientes y, más aún, cuando el

tópico es artrodesis del tobillo. Con este frágil sustento científico, la artrodesis del tobillo se ha descrito tradicionalmente como el patrón de oro en el manejo de la patología articular degenerativa del tobillo.

Sin embargo, durante los últimos 20 años y ante los buenos resultados de las prótesis de tobillo de última generación, el enfoque ha ido cambiando. Como clínicamente el cirujano de pie y tobillo no cuenta con publicaciones de evidencia tipo I sobre las cuales basar la decisión de realizar artrodesis o reemplazo del tobillo, es probable que la decisión tenga que ser tomada sobre las bases teóricas que sustentan un procedimiento u otro, para cada caso clínico en particular.

Historia de la artroplastia de tobillo

A comienzos de los años 70, el Doctor St. Elmo Newton III realizó el primer diseño de prótesis articular de tobillo bajo el nombre de tobillo artificial, en Seattle WA (EE. UU.), y publicó inicialmente una serie de casos, primero ante la Sociedad de Cirugía de Seattle en 1974 y después, en 1979, en la revista *Clinical Orthopaedics and Related Research*.

Aunque su diseño de prótesis fracasó, delineó claramente los aspectos biomecánicos modernos del funcionamiento del complejo articular tobillo-subastragalina y allí reside la mayor importancia de su trabajo. De acuerdo con su publicación original, existen tres principios biomecánicos en el complejo articular tobillo-subastragalina:

1. El tobillo no es una bisagra. Su movimiento incluye deslizamiento, balanceo y rotaciones.
2. En el tobillo no hay un eje de rotación o giro constante.
3. Cualquier intento para restringir la movilidad del tobillo, de alguna manera causará el aflojamiento de los componentes de la prótesis (41, 42).

En 1978, Demotazz y otros, ante la aparición de múltiples diseños de prótesis de tobillo, todos ellos con pésimos resultados clínicos, describieron una serie de condiciones técnicas que se requerían para que una prótesis de tobillo fuera funcional y sus resultados predecibles; estos principios siguen rigiendo en la actualidad la fabricación de todas las prótesis disponibles comercialmente. Dichos principios permitieron hacer predecibles los resultados de la cirugía y han hecho posible que actualmente se encuentren series de pacientes sometidos a artroplastia del tobillo con seguimientos a largo plazo con buenos resultados clínicos, que colocan a la artroplastia con ventajas cuantificables por encima de la artrodesis de tobillo (43).

En 1976, los doctores Buechel y Pappas en New Jersey desarrollaron el concepto de tres componentes a partir de

un modelo cilíndrico de prótesis. Su implante se comercializa aún, con cambios radicales en el diseño del componente de polietileno respecto al diseño original (44).

Al final de los años 70, el doctor Hakon Kofoed, en el Fredericksberg Hospital de Copenhague, diseñó el concepto actual de la prótesis de tobillo de tres componentes, con un menisco móvil.

Este tipo de diseño permite movimientos rotacionales en el tobillo, con lo cual los ejes de movimiento pueden trasladarse dentro de la articulación para mantener constantes los brazos de palanca musculares y así poder transferir eficientemente las cargas a través de los tendones. Inicialmente fabricó su prótesis en un taller casero, realizando la primera cirugía en 1981. No fue sino hasta el año 1985, cuando logró que una empresa fabricante de prótesis se interesara en su producto y lo produjera con todos los estándares de calidad que se requieren para el proceso de fabricación de una prótesis moderna. Desde esa fecha hasta la actualidad, su concepto de un menisco móvil y la resuperficialización del tobillo son los elementos teóricos que sustentan la fabricación de las prótesis de tobillo en el mundo entero.

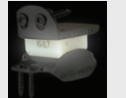
A Hakon Kofoed pueden atribuírsele dos conceptos adicionales a los ya expresados por St. Elmo Newton III respecto a las artroplastias de tobillo:

1. La función de la prótesis es únicamente resuperficializar la articulación. Ningún defecto biomecánico puede ser corregido con la prótesis, por lo tanto, la prótesis funciona correctamente en condiciones mecánicas óptimas.

2. En la artroplastia del tobillo no se puede realizar el balance de los tejidos blandos, principalmente porque no hay tejidos blandos con los cuales mejorar el balance articular. Únicamente es posible corregir la inestabilidad lateral del tobillo, pero con transferencias tendinosas del peroneus longus o brevis (45).

Actualmente existen 8 diseños de prótesis comercialmente disponibles (tabla 2). Solamente una de ellas mantiene aún dos componentes. Los otros siete diseños tienen tres componentes y se basan en el concepto del menisco móvil. Hoy en día, existe una estadística global de más de 20 000 artroplastias de tobillo con seguimientos hasta de 20 años para las primeras 300 prótesis que fueron colocadas hace ya un cuarto de siglo.

Tabla 2. Modelos de prótesis actualmente disponibles.

Protesis	Nombre	Fabricante
	Scandianavian total ankle replacement S.T.A.R.	Link Gmbh&Co.
	Salto	Tornier
	Buechel - Pappas	Enditec
	OSG Ankle	Corin
	Agility	DePuy
	Ruddiger	Eska
	Ruddiger	Eska
	A.E.S.	Biomet

Biomecánica del complejo articular tobillo-subastragalina

Desde el punto de vista cinético o cinemático, tradicionalmente se han descrito los ejes de movimiento del tobillo y los arcos de movimiento de manera aislada. Dos características anatómicas hacen especial el estudio de la biomecánica del tobillo:

1. Ningún tendón o músculo es monoarticular (todos los tendones son bi o triarticulares).

2. La articulación tibioperonera distal le permite al tobillo realizar movimientos rotacionales en un segundo plano, alejándolo completamente del concepto tradicional de bisagra (46).

Desde este punto de vista, el tobillo y la articulación subastragalina constituyen un solo complejo articular donde están involucradas en realidad cuatro articulaciones: tibioperonera distal, tibioastragalina, peroneoastragalina y subastragalina.

El movimiento conjugado de estas cuatro articulaciones es el que permite realizar una marcha armónica dentro de lo que se ha descrito como la cadena cinética de la marcha, que se define como el acoplamiento armónico de fuerzas ejercidas por el esqueleto y los músculos a través de las varias articulaciones del miembro inferior. Es claro que cualquier procedimiento que se realice en una de ellas afecta el funcionamiento de las otras, aumentando o disminuyendo la carga de manera recíproca entre las mismas y sobre sus elementos de estabilización activa y pasiva, alterando adicionalmente la transmisión de cargas por parte de los tendones biarticulares hacia el mediopié y la rodilla durante dicha cadena cinética (47).

Papel del complejo articular tobillo-subastragalina

El tobillo está constituido por las articulaciones tibioastragalina, tibioperonera distal y peroneoastragalina y constituye un solo complejo articular con la articulación subastragalina. El objetivo mecánico de este complejo no es otro diferente al de permitir una marcha con un patrón de apoyo monopodal, característico y único de la raza humana. La función del complejo articular tobillo-subastragalina consiste en permitir un apoyo completo del pie mientras la tibia pasa de una posición de plantiflexión a dorsiflexión en el tobillo y de una posición de rotación externa a rotación interna, para finalmente permitir la propulsión durante el despegue. Para que se pueda realizar este movimiento conjugado se requiere que los ejes de rotación en el complejo articular no sean fijos, sino que cambien espacialmente durante la progresión de ambos movimientos. Las descripciones tradicionales de Kapandji y Sheldom ubican el eje de movimiento a manera de bisagra en cada una de las articulaciones. Sin embargo, hoy es claro que el eje de movimiento independiente de cada articulación se desplaza espacialmente a lo largo y ancho de cada una de ellas de manera coordinada con el desplazamiento del eje de movimiento de las otras tres articulaciones.

El objetivo mecánico de este desplazamiento conjugado de los ejes de movimiento es mantener el balance entre la movilidad articular y la estabilidad en el complejo articular tobillo-subastragalina. Por ejemplo, los restrictores pasivos ligamentarios de las articulaciones del complejo articular tobillo-subastragalina no necesitan ser isométricos, aunque se

mantienen en grados casi constantes de tensión durante los arcos de movimiento. Esto ocurre debido a la traslación de los ejes de movimiento. Igualmente y gracias a este desplazamiento de los ejes de movimiento, los tendones que atraviesan el complejo articular tobillo-subastragalina mantienen brazos de palanca constantes durante todos los grados del arco de movimiento del complejo articular.

Los movimientos que se realizan en el complejo articular tobillo-subastragalina son:

1. Movimiento rotacional del astrágalo en el plano axial
2. Dorsiflexión y plantiflexión del astrágalo en el plano sagital
3. Inversión y eversion de la articulación subastragalina en el plano coronal

Estos tres movimientos en tres planos ortogonales generan nueve grados de libertad que son reales y superiores a los de la mayoría de articulaciones en la economía corporal humana. La restricción de cualquier movimiento en el complejo articular tobillo-subastragalina tiene un impacto enorme en la función del tobillo, bajo la perspectiva tanto de estabilidad como de transferencia de carga. Abordar la patología del complejo articular tobillo-subastragalina bajo la perspectiva de otras articulaciones con seis grados de libertad en su movimiento es catastrófico. Por esta razón, históricamente la artrodesis y la artroplastia de tobillo han tenido malos resultados, especialmente cuando los resultados se comparan con los de esos mismos procedimientos en otras articulaciones.

Lambert describió, desde comienzos de la década de los 70, el papel de carga del peroné distal donde la carga se transmite constantemente desde la faceta lateral del astrágalo hacia el peroné, incluso durante la bipedestación estática. Esta transferencia de carga debe estar preservada tanto durante la artrodesis como durante la artroplastia. Nada se ha escrito respecto al papel de esta transferencia de carga en la articulación peroneoastragalina como factor pronóstico de falla en la artrodesis de tobillo, que únicamente es tibioastragalina (48). Lo más probable es que se pueda inferir que el 20% de falla inicial de las artrodesis de tobillo se deba a la no artrodesis de los otros dos componentes de la articulación que son las articulaciones tibioperonera distal y la peroneoastragalina.

Los requerimientos mínimos de movimiento para cumplir con un patrón de marcha normal, que finalmente constituyen los objetivos biomecánicos del complejo articular tobillo-subastragalina, son:

- Rotación del astrágalo en el plano axial de 7 grados
- Dorsiflexión del astrágalo en el plano sagital de 15 grados

- Plantiflexión del astrágalo en el plano sagital de 35 grados
- Inversión de la articulación subastragalina en el plano coronal de 15 grados
- Eversión de la articulación subastragalina de 7 grados

Valores menores de estos grados en los arcos de movimiento del complejo articular tobillo-subastragalina hacen imposible conseguir una transferencia efectiva de la carga y, en posiciones extremas, los restrictores pasivos ligamentarios se sobrecargan facilitando así la falla de los mismos (49).

Por su parte, el eje de giro de la articulación tibioperonera distal se desplaza en un arco de 2 mm desde posterior hacia anterior al mismo tiempo que el peroné realiza un movimiento rotacional que acompaña al astrágalo al pasar éste de dorsiflexión a plantiflexión.

El eje de giro de la articulación tibioastragalina se desplaza en sentido mediolateral y anteroposterior al pasar de dorsiflexión a plantiflexión en un promedio de 3 mm y el eje de giro de la articulación subastragalina se desplaza en sentido mediolateral, anteroposterior e inferosuperior al pasar de inversión a eversión, en un promedio de 3 mm.

Un análisis de la marcha puede mostrar claramente cómo se comportan las fuerzas de reacción a piso de un tobillo sin movimiento y de uno con movimiento. Cuando se revisa este tipo de estudios es biomecánicamente importante definir:

1. La duración total de la fase de apoyo desde el contacto inicial hasta el despegue
2. La fuerza máxima de reacción a piso con el contacto inicial
3. La fuerza mínima de reacción a piso durante la fase media de apoyo
4. La fuerza máxima de reacción a piso durante el despegue

Estos valores reflejan tanto la capacidad de transferencia de carga por parte de los tendones biarticulares como la concentración de cargas en las articulaciones vecinas. Zerah y Kofoed describieron el índice *valley* (meseta) por la forma característica que deben tener las curvas normales de la fuerza de reacción a piso. Dicho índice se obtiene multiplicando el promedio de las cargas máximas al contacto del talón con el piso y el contacto de las cargas máximas al momento del despegue, dividiéndolos por la mínima carga durante la fase de apoyo completo:

$$\text{Índice valley} = \frac{\text{Promedio de las cargas máximas al contacto del talón} \times \text{Cargas máximas al momento del despegue}}{\text{Mínima carga durante la fase de apoyo completo}}$$

Este índice representa el cambio relativo promedio en el centro de gravedad del cuerpo durante la fase apoyo del ciclo de la marcha, el cual debe incrementarse progresivamente con la velocidad de la marcha. En un tobillo normal, el índice *valley* aumenta linealmente con la velocidad de la marcha, debido a que se mantiene la característica transferencia de carga a través de los músculos biarticulares. En un tobillo rígido o patológico, el índice *valley* disminuye a medida que aumenta la velocidad, lo cual significa que la energía cinética no está siendo adecuadamente absorbida ni transferida por la extremidad. Actualmente, se considera que este índice es el patrón de oro para los estudios de análisis de marcha en la evaluación de la patología articular del tobillo, por cuanto refleja el grado de facilidad o dificultad con la que un individuo es capaz de caminar. Esto concuerda con la observación realizada por Kofoed, al demostrar una correlación lineal entre el índice *valley* y la escala visual análoga del dolor en pacientes con artrosis del tobillo y en pacientes con artroplastia de tobillo (50, 51, 52).

Papel de los músculos biarticulares en la transmisión de cargas en el complejo articular tobillo-subastragalina

El estudio del sistema musculoesquelético requiere necesariamente el conocimiento de los brazos de palanca musculares, toda vez que ellos determinan directamente los efectos cinéticos y cinemáticos de cada músculo sobre el esqueleto y viceversa. Recordemos que el acoplamiento armónico de las fuerzas ejercidas por el esqueleto y los músculos a través de las varias articulaciones del miembro inferior se conoce como la cadena cinética de la marcha. Tal vez donde es más evidente dicho acoplamiento coordinado de fuerzas musculares y esqueléticas es en el tobillo y en el pie. Este último representa una compleja arquitectura de huesos, músculos y ligamentos y posee un característico arco longitudinal medial. La forma de este arco puede verse modificada por los movimientos individuales y coordinados de los diferentes huesos del tarso.

La inversión de la articulación subastragalina induce una forma cava del arco longitudinal interno del pie, mientras que la eversión disminuye la altura del mismo (53). Durante la marcha, la rotación externa de la tibia causa la supinación del antepié (54). La combinación de estos dos componentes de la cadena cinética de la marcha necesita invariablemente que se produzca una inversión de la articulación subastragalina. El conocimiento de los músculos que producen un momento invertor o evertor permite aclarar la función de transferencia de la rotación axial de la pierna a pronación-supinación del pie. Sin embargo, la altura del arco se correlaciona también con el brazo de palanca muscular aclarando que el brazo de palanca

en este caso no es la única variable que debe ser considerada, sino también la fuerza muscular.

Como en el caso de todos los músculos que cruzan dos articulaciones, es importante conocer que el brazo de palanca muscular en una articulación generalmente depende de la posición de la otra articulación. Por esta razón, biomecánicamente se ha definido que el tobillo y la articulación subastragalina constituyen un solo complejo articular, toda vez que en este caso en particular ningún músculo es monoarticular puesto que no hay inserciones musculares en el astrágalo. Por ejemplo, durante la marcha femenina en tacones, el control neuromuscular cambia como resultado de una situación mecánica articular diferente. Otro ejemplo de esto lo constituyen los esguinces de tobillo producidos por una inversión forzada de la articulación subastragalina. Éstos ocurren principalmente en flexión plantar del tobillo cuando la fuerza de reacción al piso tiene un brazo de palanca mayor. Las principales estructuras dinámicas protectoras en este caso son los músculos peroneos longus y brevis, los cuales presentan un brazo de palanca de menor longitud en la articulación subastragalina cuando el tobillo está en flexión plantar.

Debido a que en ambas articulaciones el eje de giro es cambiante dependiendo de la posición individual de cada una de ellas, los brazos de palanca son igualmente cambiantes para cada músculo que atraviesa el tobillo. Así, por ejemplo, el tendón de Aquiles genera un momento invertor cuando la articulación subastragalina está en eversión y un momento evertor cuando la articulación subastragalina se encuentra en inversión, manteniendo prácticamente constante su brazo de palanca gracias a la traslación del punto de apoyo de la palanca o eje de giro articular, que en este caso incluye además la rotación axial astragalina facilitada por la articulación tibioperonea distal (55).

Durante la marcha normal, las fuerzas que atraviesan la articulación del tobillo equivalen a 4 veces el peso corporal; durante la carrera, las fuerzas que atraviesan el tobillo equivalen a 7,5 veces el peso corporal (56). Este aumento de carga se produce como consecuencia de la aceleración que en la producción de energía cinética multiplica siempre a la masa. En otras palabras, mientras mayor sea la velocidad o la masa, mayor es la energía que debe ser absorbida por las articulaciones. Para compensar este efecto, el tamaño de las articulaciones debería aumentar progresivamente a medida que se alejan distalmente, ya que la energía es mayor mientras mayor cantidad de segmentos corporales se sumen como masa. Sin embargo, en la extremidad inferior del cuerpo humano ocurre lo contrario: mientras más distal se encuentre una articulación menor es el tamaño de la misma. Este “defecto de

diseño” mecánico solo puede ser explicado porque la energía absorbida durante la marcha no es absorbida completamente por las articulaciones más distales, sino que es transferida a las articulaciones más proximales.

Dicha transferencia se puede explicar con el siguiente ejemplo. Asumamos que en una de las fases del movimiento la cadera está extendida como resultado del trabajo positivo realizado por los músculos extensores de la misma. En extensión de la cadera el músculo biarticular recto femoral se contrae isométricamente, es decir que su longitud se mantiene constante produciéndose una carga o trabajo mecánico sobre la articulación de la rodilla como consecuencia de dicha contracción, aunque no se encuentre realizando una acción mecánica cinemática por sí solo. En este caso se puede decir que parte de la energía generada por los extensores de la cadera tiene una acción sobre la articulación de la rodilla al haberse transferido la energía cinética generada por los mismos, gracias a la contracción isométrica del músculo recto femoral, tal como fue descrito en 1867 por Cleland, en 1879 por Fick y en 1903 por Lombard bajo la denominación de la “acción tendinosa” de los músculos biarticulares, denominada como la paradoja de Lombard.

Estimación de la cantidad de energía transferida entre las articulaciones por los músculos biarticulares

La energía transferida por los músculos biarticulares puede ser estimada mediante el siguiente modelo matemático,

$$P_j(t) = P_{cj}(t) - \sum_j P_{mj}(t)$$

donde $P_j(t)$ es la tasa a la cual la energía es transferida desde o hacia una articulación por los músculos biarticulares, $P_{cj}(t)$ es el poder cinético desarrollado por el momento articular en una articulación dada y $\sum_j P_{mj}(t)$ es la designación arbitraria de la suma de los poderes cinéticos desarrollados por todos los músculos que sirven a una articulación dada. Si se considera que todos los músculos que sirven a una articulación son monoarticulares, la diferencia entre el poder cinético desarrollado por el momento articular ($P_{cj}(t)$) y la suma de los poderes cinéticos desarrollados por todos los músculos que sirven a la articulación ($\sum_j P_{mj}(t)$) debería ser de cero. Sin embargo, esto prácticamente no ocurre en el sistema musculoesquelético debido a la presencia de los músculos biarticulares.

Si dentro de los músculos que sirven a una articulación existen, por ejemplo, dos biarticulares, la diferencia entre el poder cinético desarrollado por el momento articular ($P_{cj}(t)$) y la suma de los poderes cinéticos desarrollados por todos los músculos que sirven a la articulación ($\sum_j P_{mj}(t)$) no sería necesariamente de cero. Dependiendo del tipo de transferencia

de energía que se produzca existen cinco variantes posibles de transferencia de carga por los músculos biarticulares (tabla 3) (57).

Tabla 3. Variantes de transferencia mecánica de energía por los músculos biarticulares.

Variante	Energía transferida $P_j(t)$	Poder articular $P_c(j(t))$	Poder muscular $\Sigma jP_m(t)$	Dirección y tasa de transferencia	Función del músculo
1	Mayor a cero	Mayor a cero	Mayor o igual a cero	Hacia la articulación	Genera energía
2	Menor a cero	Mayor o igual a cero	Mayor a cero	Desde la articulación	Genera energía
3	Mayor a cero	Menor o igual a cero	Menor a cero	Hacia la articulación	Absorbe energía
4	Menor a cero	Menor a cero	Menor o igual a cero	Desde la articulación	Absorbe energía
5	Igual a cero	Mayor, igual o menor a cero	Mayor, igual o menor a cero	No transfiere energía	Genera o absorbe energía

Cada músculo biarticular tiene diferentes formas de transferir energía de acuerdo con su acoplamiento en la cadena cinética de la marcha y, por supuesto, al momento articular que se genera en cada tiempo específico de dicha cadena. Igualmente, las variaciones en el brazo de palanca de acuerdo con la posición del tobillo y la articulación subastragalina, modifican en el tiempo la capacidad de transferencia de energía de cada uno. En la tabla 4 se muestran los porcentajes de transferencia de energía del músculo gastronemio que es en realidad triarticular.

Tabla 4. Porcentajes de transferencia de energía del músculo gastronemio o tríceps sural.

Movimiento	Articulación	Tipo de variante de transferencia	Dirección de la transferencia	Porcentaje de transferencia
Salto vertical	Tobillo	1	Del tobillo a la rodilla	22,8
Caída	Tobillo	4	Del tobillo a la rodilla	38,5
Trote (contacto inicial)	Rodilla	3	De la rodilla al tobillo	4,2
	Tobillo	4	Del tobillo a la rodilla	2,8
Trote (despegue)	Tobillo	1	De la rodilla al tobillo	7,4
	Rodilla (segunda mitad del despegue)	2	De la rodilla al tobillo	8,4

Es importante aclarar que la fisiología del complejo articular tobillo-subastragalina no se reduce únicamente a una función de bisagra en dos planos y por esta razón ha sido tan complejo históricamente recrear dicha fisiología al haberse realizado múltiples intentos de reemplazo de la articulación del tobillo o de la articulación subastragalina. De la misma

manera, esto explica los pobres resultados a largo plazo que tienen las artrodesis del complejo tobillo-subastragalina.

Artrosis del tobillo

Para poder entender la artroplastia de tobillo es necesario entender el problema básico llamado artrosis del tobillo. Es parte de la naturaleza humana correlacionar una información nueva con patrones familiares existentes basados en el estudio, la experiencia y el entrenamiento. Sin embargo, es necesario diferenciar la artrosis de tobillo de los demás tipos de enfermedades degenerativas articulares con las cuales el cirujano ortopeda está acostumbrado a lidiar.

Por ejemplo, la artrosis de la cadera y de la rodilla son de etiología predominantemente degenerativa y se ven en pacientes adultos mayores. Cada una de estas articulaciones es esencialmente un sistema de dos huesos y la necesidad de realizar un balance de tejidos blandos ocurre en un escaso porcentaje de los pacientes. Los tejidos blandos que cubren estas dos articulaciones son abundantes y durante el procedimiento quirúrgico son poco traumatizados y la recuperación de los arcos de movimiento y el apoyo temprano rara vez es un problema.

Se estima que el 80% de los casos de artrosis del tobillo son postraumáticos y por lo tanto ocurren con mayor frecuencia en pacientes jóvenes o al menos más jóvenes que los pacientes con artrosis de rodilla y cadera. Aunque, en esencia, el tobillo es un hueso sobre otro, hay 26 huesos más en el pie con sus respectivas articulaciones que afectan directamente su alineación y su funcionamiento. Por otra parte, la envoltura de tejidos blandos en el tobillo es delgada y debido al común antecedente de cirugías previas dada la etiología traumática de la artrosis, generalmente se encuentra rígida y con cicatrices.

Estas situaciones, acompañadas de una historia de inmovilizaciones prolongadas, terapias físicas sin prescripción de la rehabilitación por parte del ortopedista general, dolor crónico y presencia de osteofitos, hacen que un tobillo enfermo no logre por sí solo restablecer los arcos mínimos de movimiento para mantener tanto el balance como la transferencia de carga a través de los tendones, perdiéndose de este modo la cadena cinética de la marcha y generándose una sobrecarga en el cartilago y un crecimiento osteofítico periférico, principalmente en el talo, que progresivamente se convierte en rigidez (58).

En la medida en la que el tobillo se vuelve rígido el dolor en el paciente aumenta y el índice *valley* disminuye, lo cual significa que el tobillo ha perdido su capacidad para absorber carga; adicionalmente, la rigidez disminuye la capacidad de transferencia de carga por parte de los tendones que lo atra-

viesan. Cuando se examina clínicamente al paciente es muy fácil diferenciar la artrosis pura del tobillo de la artrosis subastragalina pidiéndole que se ponga de pie y camine en puntas de pies y talones (maniobra de Rodríguez-Fonseca).

Cuando ambas posiciones producen dolor, se puede asumir que el tobillo es el causante del dolor. Cuando la causa proviene de la articulación subastragalina el dolor sólo se presenta al solicitarle al paciente que camine en los talones. Durante el examen clínico del paciente es necesario realizar una prueba terapéutica con una infiltración en el tobillo con lidocaína al 2% sin epinefrina. Si el dolor no desaparece con la infiltración, existe una sobreposición de patología del tobillo y subastragalina. En estos casos hay que manejar adecuadamente la patología subastragalina antes de realizar la artroplastia del tobillo. Las únicas contraindicaciones para una prueba terapéutica de este tipo son la hemofilia y la historia de hipersensibilidad a la lidocaína.

Las artrosis del tobillo se pueden clasificar como mecánicas, metabólicas y autoinmunes. Las artrosis mecánicas son generalmente secundarias a trauma y son las más frecuentes. Habitualmente se presentan en pacientes jóvenes y su evolución es rápida; el proceso generalmente se presenta por daño directo del cartílago o por mal alineamiento secundario a una fractura de la tibia o del fémur. Las artrosis metabólicas incluyen la hiperuricemia, las discrasias sanguíneas, las artritis sépticas y los efectos vasculares secundarios a la utilización de corticoesteroides.

Las artrosis autoinmunes incluyen enfermedades como la artritis reumatoidea, la psoriásica y las artritis seronegativas. Desde el punto de vista de una artroplastia de tobillo, esta clasificación no tiene importancia, el tipo de prótesis no va a cambiar y su indicación o contraindicación tampoco.

Lo realmente importante es definir si la artrosis fue primaria y permaneció estable, si fue primaria y evolucionó a inestable, si fue secundaria a una inestabilidad, caso en el cual hay un mal alineamiento intraarticular, o si fue secundaria a un mal alineamiento extraarticular (tabla 5). Dentro de las primeras, típicamente se encuentra la artritis reumatoidea juvenil en la cual la progresión de la enfermedad es rápida y el tobillo se vuelve artrósico in situ por destrucción cartilaginosa por complejos inmunes. En este caso, el reemplazo articular no incluirá el planeamiento de transferencias tendinosas. En el segundo grupo, una artrosis como la psoriásica, por ejemplo, tiene una progresión lenta que hace que se produzcan cambios lentos de inestabilidad que son compensados lentamente por osteofitos marginales e intraarticulares en el astrágalo principalmente. Igualmente, las inestabilidades postraumáticas por

lesión crónica del ligamento peronero astragalino anterior tienen una progresión lenta que permite una compensación con osteofitos. En este segundo grupo hay que prever siempre la transferencia del tendón del peronero longus porque, una vez liberada la cápsula posterior y retirados los osteofitos, se producirá una inestabilidad que no puede ser corregida con la prótesis y debe corregirse con una transferencia tendinosa. La única posible es el peronero longus.

En el tercer grupo hay una combinación de una deformidad angular extraarticular que debe ser corregida antes de realizar una artroplastia de tobillo. En caso de no ser posible, no se debe realizar una artroplastia de tobillo porque no hay forma de corregir un mal alineamiento extraarticular con una prótesis de tobillo.

Tabla 5. Clasificación de las artrosis de tobillo.

Tipo	Descripción	Estabilidad intraoperatoria	Procedimiento
I	Artrosis primaria estable: es de rápida evolución	Estable	Artroplastia de tobillo
II	Artrosis primaria inestable o artrosis secundaria a inestabilidad: presenta deformidad intraarticular, es de lenta evolución	Inestable	Artroplastia de tobillo + <i>peroneus longus</i>
III	Artrosis secundaria a deformidad angular extraarticular: presenta deformidad intraarticular, es de lenta evolución	Estable	Osteotomía correctora + artroplastia de tobillo

Evaluación racional del diseño de una prótesis de tobillo

Cuando se realiza la evaluación de cualquier diseño de prótesis de tobillo se debe tener claro que el objetivo fisiológico de la prótesis es mantener el balance muscular, la movilidad y la estabilidad articular. Ante la gran cantidad de diseños de prótesis de tobillo que históricamente han existido, es importante que el cirujano tenga en claro algunos conceptos básicos sobre la racionalidad de los mismos. Tal vez el punto

más importante está en que el problema es tener un diseño de prótesis que logre reemplazar biomecánicamente la función de la articulación tibioastragalina en presencia de una adecuada función de la articulación subastragalina. Es decir, que la primera indicación de una prótesis de tobillo es una adecuada movilidad de la articulación subastragalina.

Los criterios que debe tener el cirujano para escoger una prótesis de tobillo en orden de importancia, son:

Criterios anatómicos:

1. La prótesis debe permitir una función normal de los ligamentos del tobillo durante la plantiflexión y la dorsiflexión.
2. El diseño de la prótesis debe permitir una resistencia normal de los ligamentos ante una lesión en inversión o eversión.
3. El diseño de la prótesis debe permitir un arco de movimiento cercano al normal (dorsiflexión de 15 grados y plantiflexión de 30 grados como mínimo).
4. La prótesis debe tener una estabilidad inherente a su diseño durante el arco completo de movimiento del tobillo.

Criterios médico-quirúrgicos:

1. Biocompatibilidad de los componentes y polietilenos con escasa liberación de partículas
2. Mínima resección ósea
3. Técnica quirúrgica fácil, estandarizable y reproducible
4. Mínima alteración de la circulación del talo y la tibia distal
5. Transferencia eficiente de las cargas desde la prótesis hacia el hueso para minimizar el estrés en las interfases cemento/hueso con el fin de prevenir el aflojamiento de los componentes por fatiga, las fracturas del cemento y la necrosis ósea localizada secundaria a presiones exageradas
6. Contención de todas las superficies de la prótesis dentro de la cápsula articular para evitar su contacto con tejidos diferentes al sinovial capsular
7. Permitir la deambulación temprana del paciente y el apoyo completo para minimizar la pérdida de mineral óseo talar (porosis talar) y rigidez ligamentaria y capsular

Criterios mecánicos:

1. Resistencia a las cargas normales del tobillo para asegurar la falla por fatiga de los componentes, la fractura de los mismos o la deformación con una concentración localizada anómala de las cargas
2. Tasa de producción de partículas similar a la de las prótesis de cadera (patrón de oro)
3. Resistencia sustancial a las cargas mediolaterales cizallantes presentes durante la marcha normal
4. Resistencia normal a las cargas cizallantes anteroposteriores
5. Permitir la inclinación (*tilt*) talar fisiológica durante la inversión y eversión para evitar cargas excesivas en tensión de

los componentes protésicos minimizando de esta manera la posibilidad de aflojamiento o arrancamiento de dichos componentes durante un eventual trauma en inversión o eversión del tobillo

6. Localización y utilización eficiente de los componentes dentro de la articulación
7. Minimización del fenómeno biomecánico conocido como “*creep*” (en español: deslizar, arrastrar, trepar, enredar) en el polietileno de la prótesis, si éste existe
8. Fácil fabricación
9. Forma y perfil estandarizados

Criterios de complicaciones posoperatorias:

1. Posibilidad de remover la prótesis con un mínimo daño tisular en el evento de infección o falla de la misma
2. Preservación ósea suficiente posterior a la extracción de la prótesis para permitir una artrodesis o revisión de la misma
3. Resistencia y fijación suficiente de los componentes protésicos para resistir un esguince o fractura del tobillo, que incluye una adecuada movilidad de la sindesmosis

Hacia el final del año 1970 parecía imposible para el cirujano ortopedista seleccionar entre los diversos tipos de prótesis de reemplazo articular de tobillo existentes en el mercado basándose estrictamente en la evidencia clínica, por cuanto las series eran pequeñas en número y cortas en el seguimiento de los pacientes (incluso ignorando el problema de la objetividad del reportante). Sin embargo, como en cualquier decisión de selección de prótesis de reemplazo articular de tobillo, es importante analizar los principios analíticos y de ingeniería que deben ser incluidos en la evaluación de un implante para poder realizar una inteligente selección del mismo.

Históricamente han existido dos grandes grupos de diseños de prótesis de tobillo: las prótesis de dos componentes, dentro de las cuales existen aquellas congruentes e incongruentes y las prótesis de tres componentes que incluyen el concepto del menisco móvil.

Tres tipos de variación en los diseños de prótesis de dos componentes incongruentes, han sido identificados: las superficies trocleares, las superficies cóncava-convexa y las convexa-convexa. Estos tipos de superficies incongruentes poseen el eje de rotación de flexoextensión normal, al igual que el de rotación axial. Sin embargo, poseen dos defectos principales: una relativa baja resistencia a la deformación y producción de partículas (*wear*) debida a las altas cargas locales como resultado del contacto entre superficies incongruentes y una relativa baja estabilidad inherente a su diseño incongruente.

En este tipo de diseño de prótesis de tobillo se puede esperar un altísimo estrés y presión local como resultado de

la marcha normal aún cuando la incongruencia sea menor, siendo entonces predecible una deformación permanente del polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWP) al igual que una gran liberación de partículas. Considerando que el tobillo humano tiene superficies esencialmente congruentes, no se puede esperar que los reemplazos articulares de tobillo incongruentes se aproximen siquiera a un movimiento articular normal debido a que las propiedades cinemáticas de las superficies congruentes e incongruentes son diametralmente opuestas.

Teorema de los cuerpos elásticos en contacto

La naturaleza del estrés de contacto de áreas incongruentes puede ser obtenida a partir del análisis de los cuerpos elásticos en contacto. El máximo estrés compresivo en cuerpos elásticos con diferente radio inicial en el punto de contacto está dado por:

$$\sigma_{\max} = KP^{1/3}$$

donde $\sigma_{\max}$ es el máximo estrés compresivo, P la carga aplicada y K la constante dependiente del radio principal de curvatura, orientación y propiedades de los materiales de los cuerpos en estudio.

Para el diseño del tobillo de Newton, utilizando valores de 2,4 cm (0,945 in) para el radio de la sección cilíndrica de la prótesis y de 1,9 cm (0,75 in) para el radio de la sección esférica, un módulo de Young de 69,00 N/cm² (100 000 psi) y una tasa de Poisson de 0,33, el valor de K es aproximadamente 430 (1028) cuando la P se representa en Newtons (lb). Así, si se quiere evitar la deformación en un material con una resistencia a la deformación de 2,750 N/cm² (4000 psi), típico del UHMWP a 37 grados centígrados, la carga máxima que se puede aplicar a la prótesis es solo de 262 N (59 lb). Esta carga es sustancialmente menor que la necesitada para una actividad diaria normal.

Durante la actividad diaria, un individuo con un peso promedio de 700 N (75 Kg) produce cargas articulares en el tobillo cercanas a los 1050 N (215 Kg) y tan grandes como 2800 N (310 Kg) al momento de subir escaleras. Se puede entonces predecir que la prótesis de Newton no iba a funcionar debido a que el polietileno presentaría gran deformación, fatiga y producción de partículas como resultado de una actividad normal.

En contraste, el estrés (σ) en el contacto congruente es aproximadamente:

$$\sigma = P/A$$

donde A es el área de contacto. Así, por ejemplo, una prótesis congruente con un área de contacto típica para el tobillo de 5,2 cm² puede soportar una carga de 14 300 N (1600 Kg) en el UHMWP sin que se produzca una deformación sustancial del mismo, un valor que excede ampliamente la carga normal del tobillo (59).

A continuación, es necesario considerar la estabilidad característica de una prótesis incongruente durante la inversión y la eversión. Durante la inversión, el centro de pivote durante la inclinación astragalina (*tilt*) en una articulación normal se encuentra en el borde del astrágalo. En la mayoría de las prótesis de superficies incongruentes, el astrágalo tiende a localizar el centro de pivote durante la inclinación astragalina hacia el centro del domo astragalino. El brazo de palanca excede ampliamente la resistencia de los ligamentos del tobillo para resistir dicha inversión produciéndose una sobrecarga, que en algunas técnicas requiere incluso la artrodesis de la sindesmosis para compensar dicha sobrecarga y evitar que se alargue el brazo de palanca durante el *tilt* astragalino, disminuyéndolo. Como consecuencia de esto, se puede esperar una alta incidencia de esguinces de tobillo con este tipo de prótesis.

Existen cuatro tipos diferentes de variaciones en diseños de superficies congruentes: esférica (*ball & socket*), esferoidea, cilíndrica y cónica. Las superficies congruentes permiten una adecuada distribución de la presión y debido a eso ofrecen una resistencia mayor a la deformación y liberación de partículas cuando se las compara con los diseños de superficies incongruentes. Adicionalmente, proveen algo de estabilidad inherente a su diseño. En contraste, los diseños congruentes, cilíndricos o cónicos pueden facilitar la estabilidad del tobillo porque sus cargas son cercanas a las normales. La estabilidad está dada por las cargas compresivas que se aproximan a las que se producen en las superficies que han reemplazado.

El tipo esférico permite tres ejes de rotación independientes; permite rotación axial, inversión y eversión. La capacidad de permitir una inversión-eversión se consideró como una ventaja en los casos en los cuales había artrosis concomitante de la articulación subastragalina. Sin embargo, es claro que es imposible suplir en un reemplazo articular la función de otra articulación, aun cuando ambas funcionen biomecánicamente como un complejo. En realidad, todas las articulaciones del miembro inferior funcionan como un complejo cuando se analizan la cinética y cinemática de la marcha bajo la óptica del concepto de la cadena cinética de la marcha. Cualquier articulación en el miembro inferior con un funcionamiento anómalo tiene un impacto en la fisiología normal de las articulaciones vecinas y no vecinas (60).

Las prótesis congruentes esferoideas permiten dos tipos independientes de rotación, flexión plantar y dorsal e inversión-eversión. El mayor problema en este tipo de prótesis está en la imposibilidad para realizar la rotación axial produciendo altas cargas cizallantes en las interfases óseas con la prótesis, que facilitan su aflojamiento por resorción ósea.

Las prótesis con diseño cónico emplean conos duales con un eje simple horizontal. Esta configuración produce una cierta resistencia mediolateral, aunque dicha resistencia es menor que la ofrecida por algunos diseños cilíndricos. Este diseño permite un amplio arco de movimiento, pero obtiene su movimiento a expensas de un movimiento rotacional axial mayor del normal. Por esta razón, este diseño de prótesis requiere una resección ósea mayor que todos los demás diseños y el factor de falla está dado por la resistencia ósea de la tibia distal en la cual se produce subsidencia cuando la resección ha sido mayor a 5 mm y no se produce apoyo cortical distal en la tibia para la prótesis.

Las prótesis cilíndricas requieren una resección ósea talar mayor, permitiendo un muy buen arco de movimiento pero, al igual que en las cónicas, a expensas de una rotación axial anormalmente mayor a la normal. La combinación de estos dos efectos se traduce en cargas en tensión aumentadas sobre la interfase ósea del componente talar que facilita su aflojamiento. En algunos diseños particulares se ha observado que los bordes del componente talar exceden los del talo produciendo pinzamiento de tejidos blandos con dolor posoperatorio. Una sola prótesis se encuentra disponible para su colocación en este tipo de diseño (Agility, DePuy); sin embargo, se ha demostrado que se presenta un efecto conocido como "*ballooning lysis*", en el cual se evidencia un aflojamiento aséptico por partículas que son visibles radiológicamente en forma circular alrededor de la prótesis. Este proceso se produce por liberación de partículas del UHMWP con la subsecuente fagocitosis por macrófagos y la liberación de mediadores osteolíticos (factor de necrosis tumoral alfa y prostaglandina E2), cuya cascada química y humoral produce resorción ósea y aflojamiento aséptico de las prótesis.

La constricción en cualquier diseño de prótesis de tobillo lleva las cargas a valores superiores a 10 Mpa con lo cual se produce un aumento en la liberación de partículas (61).

Leardini y otros presentaron en el 2004 un nuevo diseño de prótesis congruente de tres componentes con superficie talar convexa y tibial convexa y un menisco móvil con ambas superficies cóncavas en el cual la resección de la tibia, según lo describen ellos en su propia publicación, depende del grosor de la prótesis (62). Se esgrimió como argumento justificatorio

para este diseño que existía mayor estabilidad del menisco móvil; sin embargo, si se revisa lo expuesto anteriormente en este documento era completamente predecible que este diseño iba a fallar. Los resultados fueron catastróficos al no existir un apoyo cortical tibial, con subsidencia del componente tibial y pérdida temprana del implante. Este tipo de publicaciones, aunque muy entusiastas, siguen generando la equivocada idea del "no funcionamiento de las prótesis de tobillo", que se genera a partir de la audacia basada en la ignorancia. Términos que aunque fuertes en su sentido figurativo, es necesario utilizar porque no se puede ignorar deliberadamente 30 años de literatura médica donde ya han sido descritos los mismos errores.

En 1978, Hakon Kofoed desarrolló una nueva generación de prótesis de tobillo utilizando el principio del menisco móvil. El menisco fabricado en UHMWP actúa como interfase entre una superficie incongruente y otra congruente. Por lo tanto, el menisco es incongruente en uno de sus lados y congruente en el otro. El diseño de la prótesis incluye un domo astragalino casi anatómico con dos alas laterales para las facetas laterales tibial y peronera del astrágalo, con una quilla central en el domo que es el único sitio donde se puede colocar gracias al patrón de confluencia vascular del astrágalo en su región central.

El menisco de polietileno tiene como única función disminuir las cargas rotacionales cíclicas que producen aflojamiento del componente tibial, sea éste cementado o no. Las alas del astrágalo que diferencian este diseño de los demás de tres componentes, con excepción de la prótesis de Salto, existen por tres razones:

1. En los casos de mal alineamiento intraarticular, la corrección de la alineación se realiza con técnicas especiales de corte talar con la necesidad de resecar las facetas medial y lateral del astrágalo, dejando expuesto hueso subcondral, lo cual produce dolor posoperatorio.

2. Las facetas medial y lateral del astrágalo también se ven afectadas en los procesos de artrosis, cualquiera que sea su origen. Estas facetas generalmente presentan anquilosis fibrótica u ósea y se requiere su liberación completa para permitir arcos de movimiento completos después de la artroplastia.

3. Las facetas medial y lateral del astrágalo son también superficies de carga (63). Adicionalmente, fijar el componente astragalino sobre estas dos facetas asegura una interfase prótesis-astrágalo más amplia y por consiguiente un menor riesgo de aflojamiento (64).

Al mismo tiempo, Frank Alvine desarrolló el concepto de prótesis congruente de dos componentes con artrodesis de la ar-

ticulación tibioperonera distal. Sin embargo, este último diseño, aunque está comercialmente disponible para su uso en Estados Unidos, ha mostrado apenas el 60% en tiempo de sobrevida frente a los diseños con menisco móvil (65, 66, 67).

Referencias bibliográficas

1. Dini AA, Bassett FH. Evaluation of the early result of smith total ankle replacement. *Clin Orthop* 1980; 146: 228-30.
2. Goldie IF, Herberts P. Prosthetic replacement of the ankle joint. *Reconstr Surg Traumatol* 1981; 18: 205-10.
3. Jensen NC, Kroner K. Total ankle joint replacement: a clinical follow up. *Orthopedics* 1992; 15: 236-9.
4. Carlsson AS, Henricson A, Linder L, Nilsson JA, Redlund J. A survival analysis of 52 Bath and Wessex replacements: a clinical and radiographic study in patients with rheumatoid arthritis and a critical review of the literature. *Foot* 1994; 4: 34-40.
5. Buechel FF, Pappas MJ, Iorio LJ. New Jersey low contact stress total ankle replacement: biomechanical rationale and review of 23 cementless cases. *Foot Ankle* 1998; 8: 279-90.
6. Kirkup J. Richard Smith ankle arthroplasty. *J R Soc Med* 1985; 78: 301-4.
7. Kitaoka HB, Patzer GL. Clinical results of the mayo total ankle arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1996; 78A: 1658-64.
8. Bolton-Maggs BG, Sudlow RA, Freeman MA. Total ankle arthroplasty: a long term review of the London Hospital experience. *J Bone Joint Surg Am* 1985; 67A: 546-50.
9. Coester LM, Saltzman CL, Leupold J, Pontarelli W. Long term results following ankle arthrodesis for post-traumatic arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 2001; 83A: 219-28.
10. Glick JM, Morgan CD, Myerson MS, Sampson TG, Mann JA. Ankle arthrodesis using an arthroscopic method: long term follow up of 34 cases. *Arthroscopy* 1996; 12: 428-34.
11. Kennedy JG, Hartey JA, Casey K, Jan W, Quinlan WB. Outcome after single technique ankle arthrodesis in patients with rheumatoid arthritis. *Clin Orthop Rel Res* 2003; 412: 131-8.
12. Morrey BF, Wiedeman GP Jr. Complications and long term results of ankle arthrodesis following trauma. *J Bone Joint Surg Am* 1980; 62A: 777-84.
13. Muir DC, Amendola A, Saltzman CL. Long term outcome of ankle arthrodesis. *Foot Ankle Clin* 2002; 7: 703-8.
14. Said E, Hunka L, Siller TN. Where ankle fusion stands today. *J Bone Joint Surg Br* 1978; 60B: 211-4.
15. Weltner JB Jr, Shoy SH, Shenoy A, Schwartzman V. Wolf blade plate ankle arthrodesis. *Clin Orthop Rel Res* 1991; 268: 107-11.
16. McGuire MR, Kyle RF, Gustilo RB, Premer RF. Comparative analysis of ankle arthroplasty versus ankle arthrodesis. *Clin Orthop* 1988; 226: 174-81.
17. Davis RJ, Millis MB. Ankle arthrodesis in the management of traumatic ankle arthrosis: a long-term retrospective study. *J Trauma* 1980; 20: 674-8.
18. Stauffer RN. Total ankle joint replacement as an alternative to arthrodesis. *Geriatrics* 1976; 31: 79-85.
19. Turan I, Wredmark T, Fellander-Tsai L. Arthroscopic ankle arthrodesis in rheumatoid arthritis. *Clin Orthop* 1995; 320: 110-4.
20. Waters RL, Barnes G, Huserl T, Silver L, Liss R. Comparable energy expenditure after arthrodesis of the hip and ankle. *J Bone Joint Surg Am* 1988; 70-A: 1032-7.
21. Abdo RV, Wasilewski SA. Ankle arthrodesis: a long-term study. *Foot Ankle* 1992; 13: 307-12.
22. Bauer G, Eberhardt O, Rosenbaum D, Claes L. Total ankle replacement. Review and critical analysis of the current status. *Foot Ankle Surg* 1996; 2: 119-26.
23. Boobbyer GN. The long-term results of ankle arthrodesis. *Acta Orthop Scand* 1981; 52: 107-10.
24. Jackson A, Glasgow M. Tarsal hypermobility after ankle fusion - fact or fiction? *J Bone Joint Surg Br* 1979; 61-B(4): 470-3.
25. Kirkup J. Richard Smith ankle arthroplasty. *J Roy Soc Med* 1985; 78: 301-4.
26. Lance EM, Paval A, Fries I, Larsen I, Patterson RL Jr. Arthrodesis of the ankle joint. A follow-up study. *Clin Orthop* 1979; 142: 146-58.
27. Mazur JM, Schwartz E, Simon SR. Ankle arthrodesis. Long-term follow-up with gait analysis. *J Bone Joint Surg Am* 1979; 61-A: 964-75.
28. Morgan CD, Henke JA, Bailey RW, Kaufer H. Long-term results of tibiotalar arthrodesis. *J Bone Joint Surg Am* 1985; 67-A: 546-50.
29. Newton SE III. Total ankle arthroplasty. Clinical study of fifty cases. *J Bone Joint Surg Am* 1982; 64-A: 104-11.
30. Scholz KC. Total ankle arthroplasty using biological fixation components compared to ankle arthrodesis. *Orthopedics* 1987; 10: 125-31.
31. Stauffer RN. Total ankle joint replacement. *Arch Surg* 1977; 112: 1105-9.
32. Lidor C, Ferris LR, Hall R, Alexander JJ, Nunley JA. Stress fracture of the tibia after arthrodesis of the ankle or the hindfoot. *J Bone Joint Surg Am* 1997; 79-A: 558-64.
33. Corso SJ, Zimmer TJ. Technique and clinical evaluation of arthroscopic ankle arthrodesis. *Arthroscopy* 1995; 11: 585-90.
34. Frey C, Halikus NM, Vu-Rose T, Ebrahmdadeh E. A review of ankle arthrodesis: predisposing factors to nonunion. *Foot Ankle Int* 1994; 15: 581-4.
35. Lynch AF, Bourne RB, Rorabeck CH. The long-term results of ankle arthrodesis. *J Bone Joint Surg Br* 1988; 70-B(1): 113-6.
36. Cracchiolo A III, Cimino WR, Lian G. Arthrodesis of the ankle in patients who have rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 1992; 74-A: 903-9.
37. Lachiewicz PF, Inglis AE, Ranawat CS. Total ankle replacement in rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am* 1984; 66-A: 340-3.
38. Van Der Heide HJ, Novakova I, De Waal Malefijt MC. The feasibility of total ankle prosthesis for severe arthropathy in haemophilia and prothrombin deficiency. *Haemophilia* 2006 Nov; 12(6): 679-82.
39. Bonnin M, Carret JP. Arthrodesis of the ankle under arthroscopy. Apropos of 10 cases reviewed after a year. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1995; 81(2): 128-35.
40. Cleary PD. A hospitalization from hell: a patient perspective on quality. *Ann Int Med* 2003; 138(1): 33-9.
41. St Elmo Newton III. An artificial ankle joint. *Clin Orthop* 1974; 142: 141-5.
42. Peltier LF. The classic: an artificial ankle joint. *Clin Orthop* 2004; 424: 3-5.
43. Demottaz JD, Mazur JM, Thomas WH, Sledge CB, Simon SR. Clinical study of total ankle replacement with gait analysis. *J Bone Joint Surg Am* 1979; 61A(7): 976-88.
44. Pappas M, Buechel FF, DePalma AF. Cylindrical total ankle joint replacement. *Clin Orthop Rel Res* 1976; 118: 82-92.
45. Kofoed H. S.T.A.R. Failure, prevention and treatment. AAOS Meeting, Comunicación personal, 2005.
46. Parenteau CS, Viano DC, Petit PY. biomechanical properties of ankle subtalar joints. *J Biomech Eng* 1998; 120: 105-11.
47. Herrera JM, Leal C, Lopez JC, Murillo M, Duran R, Reyes OE. Litotripcia ortopédica para el tratamiento de las fracturas por stress de tibia distal. *Rev Col Or Tra* 2005; 19(1): 73-80.

48. Lambert KL. The weight-bearing function of the fibula. *J Bone Joint Surg Am* 1971; 53A: 507-13.
49. Elgaard T, Kofoed H. Radiographic assesment of the mobility of ankle arthroplasty: a prospective study. *Foot Ankle Surg* 1999; 5(2): 95-9.
50. Zerahh B, Kofoed H. Bone mineral density, gait analysis, and patient satisfaction before and after ankle arthroplasty. *Foot Ankle Int* 2004; 25(4): 208-14.
51. Keller TS, Weisberger AM, Ray JL, Hassan SS, Shiavi RG, Spengler DM. Relationship between vertical ground reaction force and walking, slow jogging, and running. *Clin Biomech* 1996; 11: 253-9.
52. Masani K, Kouzaki M, Fukunaga T. Variability of ground reaction forces during treadmill walking. *J Appl Physiol* 2002; 92: 1885-90.
53. Benink RJ. The constraint-mechanism of the human tarsus. A Roengonographical experimental Study. *Acta Orthop Scand* 1985; 215: 1-135.
54. Ralston HJ, Todd FN, Inman VT. Comparison of electrical activity and duration of tension in the human rectus femoris muscle. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1976; 16(2): 271-80.
55. Klein P, Mattys S, Rooze MJ. Moment arm length variations of selected muscles acting on talocrural and subtalar joints during movement: an in vitro study. *J Biomechanics* 1996; 29(1): 21-9.
56. Takakura Y, Tanaka Y, Sugimoto K, Tamai S, Masuhara K. Ankle Arthroplasty. *Clin Orthop Rel Res* 1990; 252: 209-16.
57. Prilutzki BI, Zatsioski VM. Tendon action of two-joint muscles: transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. *J Biomech* 1994; 27(1): 25-34.
58. McKinley TO, Rudert MJ, Koos DC, Brown TD. Incongruity versus instability in the etiology of posttraumatic Arthritis. *Clin Orthop Rel Res* 2004; 423: 44-51.
59. Waugh TR, Evanski PM, McMaster WC. Irvine Ankle Arthroplasty. *Clin Orthop Rel Res* 1976; 114: 180-4.
60. Kobayashi A, Minoda Y, Kadoya Y, Ohashi H, Takaoka K, Saltzman CL. Ankle arthroplasties generate wear particles similar to knee arthroplasties. *Clin Orthop Rel Res* 2004; 425: 69-72.
61. Nicholson JJ, Parks BG, Stroud CC, Myerson M. Joint contact characteristics in agility total ankle arthroplasty. *Clin Orthop Rel Res* 2004; 424: 125-9.
62. Leardini A, O'Connor JJ, Catani F, Giannini S. Mobility of the human ankle and the design of total ankle replacement. *Clin Orthop Rel Res* 2004; 425: 39-46.
63. Kofoed H. Scandinavian total ankle replacement (S.T.A.R.). *Clin Orthop Rel Res* 2004; 424: 73-9.
64. Garde L, Kofoed H. Meniscal bearing ankle arthroplasty is stable. In vivo analysis using stabilometry. *Foot Ankle Surg* 1995; (2): 137-43.
65. Pyevich MT, Saltzman CL, Callaghan JJ, Alvine FG. Total ankle arthroplasty: a unique design. Two to twelve year follow-up. *J Bone Joint Surg Am* 1998; 80A: 1410-20.
66. Cook RA, O'Malley MJ. Total ankle arthroplasty. *J Nat Assoc Orthop Nurs* 2001; 20(4): 30-7.
67. Wood P, Deakin S. Total ankle replacement. The results in 200 ankles. *J Bone Joint Surg Br* 2003; 85-B: 334-41.