

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 795 350**

51 Int. Cl.:

A61F 2/42 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.09.2018** E 18192345 (9)

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **15.04.2020** EP 3449876

54 Título: **Prótesis de tobillo mejorada**

30 Prioridad:

05.09.2017 FR 1758185

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

23.11.2020

73 Titular/es:

**IN2BONES (100.0%)
28 chemin du Petit Bois
69130 Ecully, FR**

72 Inventor/es:

**LEEMRIJSE, THIBAUT, JEAN, PIERRE, HENRY;
PUTZEYS, PIT;
PAUL, LAURENT, FRANÇOIS, RENÉ;
AGREN, PER-HENRIK y
BESSE, JEAN-LUC, PIERRE, MARIE**

74 Agente/Representante:

VÁZQUEZ FERNÁNDEZ-VILLA, Concepción

ES 2 795 350 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Prótesis de tobillo mejorada

5 La invención se refiere al campo general de las prótesis de tobillo, es decir, de los dispositivos implantables destinados al reemplazo de articulaciones de tobillos, en particular en el contexto de un tratamiento ortopédico.

10 La invención se refiere de manera más precisa a una prótesis de tobillo, que comprende un componente astragalino que comprende una cara superior astragalina que define una primera superficie articular y que se extiende entre un borde anterior astragalino y un borde posterior astragalino opuesto según una primera dirección media, estando dicha primera superficie articular curvada según dicha primera dirección media.

15 Con el fin de tratar determinadas patologías óseas del tobillo, tales como la artrosis, que conllevan una degradación o una desaparición del cartílago articular, se conoce proceder a una artrodesis de la articulación tibio-tarsiana. Una operación de artrodesis de este tipo tiene el objetivo de limitar, incluso bloquear totalmente, la movilidad del tobillo mediante osteosíntesis, con el fin de terminar el dolor articular experimentado por el paciente. Aunque la artrodesis de la articulación tibio-tarsiana resulta generalmente satisfactoria, su principal inconveniente se encuentra precisamente en la supresión de la movilidad de la articulación, que entonces debe compensarse lo más posible mediante otras articulaciones de la pierna del paciente. Entonces se necesita un periodo de adaptación prolongado para que el paciente recupere, después de la operación, capacidades de locomoción satisfactorias. Además, el bloqueo de la articulación tibio-tarsiana genera esfuerzos mecánicos elevados sobre las articulaciones vecinas, que entonces están expuestas a un riesgo elevado de degeneración precoz.

25 Este es el motivo por el que se ha propuesto proceder, en determinados casos, a una artroplastia del tobillo como alternativa a la artrodesis, es decir, al reemplazo de la articulación dañada del tobillo por una articulación protésica, artificial. Por tanto, se ha introducido una prótesis de tobillo formada por varios componentes, a saber un componente astragalino y un componente tibial, respectivamente destinados a conectarse al astrágalo y a la tibia, y un patín de plástico que, por su parte, está previsto para intercalarse entre el componente astragalino y el componente tibial y articularse en contacto con el componente astragalino. Recurrir a una prótesis conocida de este tipo permite, a diferencia de la artrodesis clásica, conservar una buena movilidad del tobillo del paciente, facilitando por tanto la marcha, y conservar las diferentes articulaciones del pie y de la pierna del paciente. No obstante, se ha observado que una prótesis de tobillo conocida de este tipo sigue pudiendo perfeccionarse, en particular en cuanto a la reproductibilidad de los movimientos naturales complejos del tobillo y de su amplitud.

35 El documento WO 2014/149952 describe una prótesis de tobillo según el preámbulo de la reivindicación 1 de la presente invención.

40 Por consiguiente, los objetivos asignados a la presente invención se refieren a remediar los diferentes inconvenientes indicados anteriormente y a proponer una nueva prótesis de tobillo que presente una cinemática mejorada, más respetuosa de los movimientos naturales del tobillo y que favorezca un retorno para el paciente a una locomoción fácil y cómoda.

45 Otro objetivo de la invención se refiere a proponer una nueva prótesis de tobillo cuya colocación sea a la vez rápida, fácil y particularmente poco traumatizante para el paciente.

Otro objetivo de la invención se refiere a proponer una nueva prótesis de tobillo, robusta y resistente, y cuya sujeción en el cuerpo del paciente sea particularmente fiable.

50 Otro objetivo de la invención se refiere a proponer una nueva prótesis de tobillo cuya fabricación sea relativamente sencilla.

Otro objetivo de la invención se refiere a proponer una nueva prótesis de tobillo que permita reducir el coste de la intervención quirúrgica de implantación de la prótesis.

55 Otro objetivo de la invención se refiere a proponer una nueva prótesis de tobillo que permita reducir el riesgo para la salud del paciente asociado a la implantación de la prótesis y a la terapia.

Otro objetivo de la invención se refiere a proponer una nueva prótesis de tobillo que permita tratar una patología ósea del paciente de manera particularmente eficaz y rápida.

60 Los objetivos asignados a la invención se alcanzan con la ayuda de una prótesis de tobillo, que comprende un componente astragalino que comprende una cara superior astragalina que define una primera superficie articular y que se extiende entre un borde anterior astragalino y un borde posterior astragalino opuesto según una primera dirección media, estando dicha primera superficie articular curvada según dicha primera dirección media, comprendiendo dicha primera superficie articular una primera parte curva y una segunda parte curva, que se extienden, cada una, según dicha primera dirección media, presentando dicha primera parte curva una primera

curvatura y presentando dicha segunda parte curva una segunda curvatura, estando dicha prótesis caracterizada porque dichas partes curvas primera y segunda definen respectivamente una porción anterior y una porción posterior de dicha primera superficie articular, siendo dicha primera curvatura superior a dicha segunda curvatura.

5 Otras particularidades y ventajas de la invención aparecerán y se desprenderán con más detalle tras la lectura de la siguiente descripción, con referencia a los dibujos adjuntos, facilitados únicamente a modo de ejemplo ilustrativo y no limitativo, en los que:

10 - las figuras 1 y 2 ilustran, según vistas en perspectiva diferentes, una realización preferible de la prótesis según la invención en la que esta última comprende, además de un componente astragalino, un componente tibial y un componente intermedio;

15 - las figuras 3 a 5, ilustran, según vistas mediales, tres configuraciones espaciales que es susceptible de adoptar la prótesis de las figuras 1 y 2 según la orientación relativa del pie y la tibia izquierdos de un paciente, a saber respectivamente una posición de flexión plantar (figura 3), una posición denominada neutra (figura 4) y una posición de flexión dorsal (figura 5);

20 - las figuras 6 y 7 ilustran, respectivamente según vistas en perspectiva desde arriba y desde abajo, el componente astragalino de la prótesis de las figuras 1 y 2. Las figuras 8 y 9 ilustran, respectivamente en vista desde arriba y en vista desde abajo, el componente astragalino de las figuras 6 y 7. La figura 10 ilustra, según una vista en sección antero-posterior, el componente astragalino de las figuras 6 a 9;

25 - las figuras 11 y 12 ilustran, respectivamente según vistas en perspectiva desde arriba y desde abajo, el componente tibial de la prótesis de las figuras 1 y 2. Las figuras 13 y 14 ilustran, respectivamente en vista desde arriba y en vista desde abajo, el componente tibial de las figuras 11 y 12. La figura 15 ilustra, según una vista en sección antero-posterior, el componente tibial de las figuras 11 a 14;

30 - las figuras 16 y 17 ilustran, respectivamente según vistas en perspectiva desde arriba y desde abajo, el componente intermedio de la prótesis de las figuras 1 y 2. Las figuras 18 y 19 ilustran, respectivamente, en vista desde arriba y desde abajo, el componente intermedio de las figuras 16 y 17.

35 La invención se refiere a una prótesis 100 de tobillo, de la que se ilustra una realización preferible en las figuras 1 y 2. Dicha prótesis 100 constituye un dispositivo implantable por vía quirúrgica en el cuerpo de un paciente, humano o animal, que está destinado a reemplazar una articulación tibio-tarsiana dada. Ventajosamente, dicha prótesis 100 está diseñada para reemplazar totalmente la articulación tibio-tarsiana afectada (prótesis total de tobillo, PTT). Para ello, la prótesis 100 según la invención está diseñada para insertarse e intercalarse entre un extremo inferior de una tibia y un astrágalo correspondiente de un pie del paciente. Ventajosamente, la tibia y el astrágalo considerados habrán sido objeto, previamente a la colocación de la prótesis 100 según la invención en el cuerpo del paciente, de una preparación adecuada, y por ejemplo de una extracción de elementos cartilagosos y de cortes óseos, con el fin de suprimir la totalidad o parte de las superficies articulares naturales de la articulación tibio-tarsiana que va a reemplazarse. La prótesis 100 ilustrada en el ejemplo en las figuras 1 a 5 está destinada a colocarse a nivel de un pie izquierdo de un paciente. Evidentemente, la invención también cubre una prótesis que estará destinada a colocarse a nivel de un pie derecho del paciente. Ventajosamente, esta se definirá por simetría, con respecto al plano sagital del paciente, de la prótesis 100 ilustrada en las figuras.

45 Según la invención, dicha prótesis 100 comprende un componente 200 astragalino, del que se ilustra una realización preferible en las figuras 6 a 10, y que está ventajosamente destinado a conectarse al astrágalo de un pie del paciente. El componente 200 astragalino comprende una cara 201 superior astragalina, que define una primera superficie 202 articular de la prótesis 100. Tal como se ilustra, dicha cara 201 superior astragalina se extiende entre un borde 203 anterior astragalino y un borde 204 posterior astragalino opuesto según una primera dirección A-A' media y, preferiblemente, entre un borde 205 lateral astragalino y un borde 206 medial astragalino opuesto según una segunda dirección B-B' media, ortogonal a dicha primera dirección A-A' media. Ventajosamente, dicha primera dirección A-A' media podrá corresponder a una primera dirección antero-posterior media en uso normal de la prótesis 100. Dicha segunda dirección B-B' media podrá corresponder entonces ventajosamente a una primera dirección latero-medial media. Ventajosamente, dicho borde 205 lateral astragalino y dicho borde 206 medial astragalino están redondeados, achaflanados.

60 Debe indicarse en este caso que los términos "posterior", "anterior", "medial" y "lateral" se usan preferiblemente en la presente descripción para calificar elementos o características en relación con su orientación respectiva con respecto al cuerpo del paciente, en uso normal de la prótesis 100. Por tanto, el término "medial" se usa preferiblemente para designar un elemento de la prótesis 100 que está destinado a posicionarse y orientarse en el lado más próximo al eje medio-sagital (o eje medio) del cuerpo del paciente, dicho de otro modo, el lado orientado hacia el interior del pie y de la pierna del paciente. En contraposición, el término "lateral" se usa en relación con el lado más alejado del eje medio-sagital. Siguiendo la misma lógica, preferiblemente los términos "posterior" y "anterior" hacen referencia respectivamente a un posicionamiento hacia atrás, respectivamente hacia delante, con respecto al plano frontal del paciente.

Según la realización preferible ilustrada en las figuras, el componente 200 astragalino también comprende una cara 207 inferior astragalina, opuesta a dicha cara 201 superior astragalina, y que está ventajosamente unida a esta última a nivel de dicho borde 203 anterior astragalino y dicho borde 204 posterior astragalino. Dicha cara 207 inferior astragalina está preferiblemente destinada a posicionarse en contacto en o sobre una zona del astrágalo (o talus) del paciente en especial previamente preparada. Preferiblemente, la cara 207 inferior astragalina está definida por porciones primera y segunda contiguas sustancialmente planas (figura 7), que se extienden globalmente según planos respectivos secantes, por ejemplo según un ángulo de elevación de 30° de la primera porción plana con respecto a la segunda porción plana. La primera porción plana forma preferiblemente una porción anterior de la cara 207 inferior astragalina, mientras que la segunda porción plana, que se extiende según un plano sustancialmente horizontal en uso normal de la prótesis 100 según la invención, forma ventajosamente una porción a la vez central y posterior de la cara 207 inferior astragalina. Puede preverse un redondeo en la unión de dichas porciones planas primera y segunda. Un diseño de este tipo de la cara 207 inferior astragalina, particularmente sencillo, limita el número y la complejidad de los cortes óseos necesarios (en este caso, dos) en la preparación previa del astrágalo y facilita la colocación del componente 200 astragalino en el cuerpo del paciente. Tal como se ilustra, el componente 200 astragalino también puede comprender una cara 208 medial astragalina y una cara 209 lateral astragalina opuesta, que unen respectivamente el borde 206 medial astragalino y el borde 205 lateral astragalino a dicha cara 207 inferior astragalina. Preferiblemente, dicha cara 208 medial astragalina y dicha cara 209 lateral astragalina están globalmente abombadas hacia el exterior del componente 200 astragalino, con el fin de respetar lo mejor posible la conformación anatómica natural de la zona del astrágalo a nivel de la cual está destinado a colocarse el componente 200 astragalino.

Preferiblemente, la prótesis 100 según la invención comprende un componente 300 tibial (figuras 11 a 15), destinado a conectarse a un extremo inferior de la tibia del paciente. Dicho componente 300 tibial comprende una cara 301 superior tibial y una cara 302 inferior tibial opuesta. Tal como se ilustra, dicha cara 302 inferior tibial se extiende preferiblemente, por un lado, entre un borde 303 anterior tibial y un borde 304 posterior tibial opuesto, preferiblemente según una tercera dirección C-C' media y, por otro lado, entre un borde 305 lateral tibial y un borde 306 medial tibial opuesto, preferiblemente según una cuarta dirección D-D' media, ortogonal a dicha tercera dirección C-C' media. Ventajosamente, dicha tercera dirección C-C' media podrá corresponder a una segunda dirección antero-posterior media en uso normal de la prótesis 100. Dicha cuarta dirección D-D' media podrá corresponder entonces ventajosamente a una segunda dirección latero-medial media. Ventajosamente, dicha segunda dirección antero-posterior media y dicha segunda dirección latero-medial media del componente 300 tibial son respectivamente paralelas a dicha primera dirección antero-posterior media y dicha primera dirección latero-medial media del componente 200 astragalino, en uso normal de la prótesis 100.

En la realización preferible ilustrada en las figuras, la cara 301 superior tibial y la cara 302 inferior tibial se extienden respectivamente según planos de extensión medios sustancialmente paralelos, presentándose dicho componente 300 tibial en forma general de una placa. Dicha cara 301 superior tibial está preferiblemente destinada a posicionarse en contacto en o sobre una zona de la tibia en especial previamente preparada. Tal como se ilustra, el componente 300 tibial también puede comprender una cara 307 medial tibial y una cara 308 lateral tibial opuesta, que unen respectivamente el borde 306 medial tibial y el borde 305 lateral tibial a dicha cara 301 superior tibial. Ventajosamente, dicho borde 306 medial tibial es sustancialmente rectilíneo y dicha cara 307 medial tibial es sustancialmente plana (figuras 11 a 14), de manera que el cirujano puede posicionar con precisión dicho componente 300 tibial en el cuerpo del paciente, alineando dicha cara 307 medial tibial a lo largo de un corte rectilíneo realizado a nivel del maléolo interno. Esto permite reducir ventajosamente las zonas de cortes óseos no recubiertos, que podrían favorecer la aparición de geodas o de quistes. Además, el componente 300 tibial puede comprender una cara 309 anterior tibial y una cara 310 posterior tibial opuesta, que unen, por su parte, respectivamente el borde 303 anterior tibial y el borde 304 posterior tibial a dicha cara 301 superior tibial.

Preferiblemente, dicho componente 200 astragalino y/o dicho componente 300 tibial forman respectivamente una pieza monobloque de un material biocompatible y resistente al desgaste. Ventajosamente, dicho componente 200 astragalino y/o dicho componente 300 tibial son de un material metálico, por ejemplo de aleación de cromo-cobalto CrCo, de acero inoxidable o incluso de titanio. Según una variante, dicho componente 200 astragalino y dicho componente 300 tibial son respectivamente una pieza de fundición. Según una variante alternativa, dicho componente 200 astragalino y dicho componente 300 tibial son respectivamente una pieza mecanizada. Evidentemente, podrán preverse otros materiales convenientes, tales como por ejemplo un material cerámico, así como otro modo de fabricación (por inyección, moldeo, sinterización, etc.).

De manera ventajosa, la cara 207 inferior astragalina del componente 200 astragalino y/o la cara 301 superior tibial del componente 300 tibial podrán estar dotadas de un revestimiento de superficie particular (por ejemplo de titanio poroso o de hidroxiapatita) o haber sido objeto de un tratamiento mecánico particular (esmerilado, ranurado, etc.), con el fin de favorecer el anclaje óseo del componente 200 astragalino al astrágalo y/o del componente 300 tibial a la tibia correspondiente.

Preferiblemente, la prótesis 100 según la invención también comprende un componente 400 intermedio (o patín, o incluso elemento de inserción) (figuras 16 a 19), que está diseñado para intercalarse entre dicho componente 200

astragalino y dicho componente 300 tibial, tal como se ilustra en el ejemplo en las figuras 1 a 5. Dicho componente 400 intermedio comprende una cara 401 superior intermedia, preferiblemente destinada a entrar en contacto con la cara 302 inferior tibial del componente 300 tibial, y una cara 402 inferior intermedia opuesta, que por su parte está preferiblemente destinada a entrar en contacto con la cara 201 superior astragalina del componente 200 astragalino. Dicha cara 402 inferior intermedia define ventajosamente una segunda superficie 403 articular de la prótesis 100, diseñada para actuar conjuntamente con dicha primera superficie 202 articular definida por la cara 201 superior astragalina del componente 200 astragalino.

Preferiblemente, dicha cara 401 superior intermedia se extiende, por un lado entre un primer borde 404 anterior intermedio y un primer borde 405 posterior intermedio opuesto (por ejemplo según una quinta dirección E-E' media) y, por otro lado, entre un primer borde 406 lateral intermedio y un primer borde 407 medial intermedio opuesto (por ejemplo según una sexta dirección F-F' media, ortogonal a dicha quinta dirección E-E' media). Dicha cara 402 inferior intermedia se extiende por su parte preferiblemente, por un lado entre un segundo borde 408 anterior intermedio y un segundo borde 409 posterior intermedio opuesto, según dicha quinta dirección E-E' media y, por otro lado, entre un segundo borde 410 lateral intermedio y un segundo borde 411 medial intermedio opuesto, según dicha sexta dirección F-F' media. Dicho segundo borde 408 anterior intermedio y dicho segundo borde 409 posterior intermedio pueden estar ventajosamente achaflanados, tal como se ilustra, para limitar los riesgos de irritación o de daño de los tejidos blandos circundantes, durante el uso de la prótesis 100. El componente 400 intermedio también puede comprender una cara 412 medial intermedia y una cara 413 lateral intermedia opuesta, que unen respectivamente el primer borde 407 medial intermedio y el primer borde 406 lateral intermedio a dicha cara 402 inferior intermedia. Ventajosamente, la cara 412 medial intermedia es sustancialmente plana, por motivos sustancialmente idénticos a los expuestos anteriormente en relación con la cara 307 medial tibial del componente 300 tibial, mientras que la cara 413 lateral intermedia puede estar globalmente abombada, con una concavidad orientada en dirección a dicha cara 412 medial intermedia. Además, el componente 400 intermedio puede comprender una cara 414 anterior intermedia y una cara 415 posterior intermedia opuesta, que unen por su parte respectivamente el primer borde 404 anterior intermedio y el primer borde 405 posterior intermedio a dicha cara 402 inferior intermedia.

Tal como se ilustra en las figuras 3 a 5, el componente 400 intermedio es susceptible de desplazarse deslizándose en contacto sobre el componente 200 astragalino según una dirección antero-posterior media y, en particular, según un recorrido globalmente postero-anterior (es decir, de atrás hacia delante) entre el borde 204 posterior astragalino (flexión plantar, figura 3) y el borde 203 anterior astragalino (flexión dorsal, figura 5), pasando por una posición temporal denominada neutra (figura 4), según la inclinación realizada por el pie del paciente con respecto a su tibia.

Preferiblemente, dicho componente 400 intermedio es una pieza monobloque de un material que presenta un bajo coeficiente de rozamiento, por ejemplo un material de plástico tal como un polietileno de alta densidad (PEHD). Puede tratarse, por ejemplo, de una pieza mecanizada o moldeada.

Alternativamente, la prótesis 100 podrá no comprender ningún componente 400 intermedio, pudiendo entonces la cara 302 inferior tibial estar diseñada para definir por sí misma una segunda superficie articular destinada a actuar conjuntamente de manera directa con la primera superficie 202 articular definida por la cara 201 superior astragalina del componente 200 astragalino.

Según la invención, y tal como se desprende concretamente de la figura 6, dicha primera superficie 202 articular está curvada, abombada, según dicha primera dirección A-A' media. De manera recíproca, la segunda superficie 403 articular definida por la cara 402 inferior intermedia del componente 400 intermedio está preferiblemente curvada según dicha quinta dirección E-E' media. Dicha primera superficie 202 articular es de manera preferible globalmente convexa (es decir, con una concavidad orientada en dirección a la cara 207 inferior astragalina del componente 200 astragalino), mientras que la segunda superficie 403 articular es globalmente cóncava. Según una variante de realización alternativa (no ilustrada), podrá preverse una configuración inversa sin por ello salir del marco de la invención, siendo la primera superficie 202 articular globalmente cóncava, mientras que la segunda superficie 403 articular es globalmente convexa.

Ventajosamente, dicha primera superficie 202 articular (y, preferiblemente, dicha segunda superficie 403 articular) presenta(n) más específicamente (cada una) la forma general media de una fracción de superficie (ficticia) sustancialmente troncocónica, procedente de un cono ficticio, superficie que está preferiblemente orientada para que su base grande esté orientada en dirección al maléolo externo y que su base pequeña esté orientada en dirección al maléolo interno del pie considerado. Por tanto, cuando el componente 400 intermedio se desplaza en contacto de rozamiento con respecto al componente 200 astragalino, mediante actuación conjunta de dichas superficies 202 y 403 articulares primera y segunda, el componente 400 intermedio no describe una trayectoria estrictamente antero-posterior o postero-anterior, sino por el contrario una trayectoria más o menos curva. El pie del paciente se guía de este modo ventajosamente por el lado lateral (sentido medio-lateral) en flexión dorsal y, a la inversa, sobre el lado medial (sentido latero-medial) en flexión plantar. De este modo se reproduce lo mejor posible la cinemática fisiológica natural de la articulación del tobillo. Alternativamente, dichas superficies 202 y 403 articulares primera y segunda podrán presentar cada una la forma general media de una fracción de superficie (ficticia) cilíndrica, con el fin de definir por el contrario una cinemática articular en la que el componente 400 intermedio se desplaza según una

trayectoria sustancialmente antero-posterior o postero-anterior.

Según la invención, dicha primera superficie 202 articular comprende al menos dos partes de superficie curvas distintas, a saber al menos una primera parte 202A curva y una segunda parte 202B curva, que se extienden, cada una, según dicha primera dirección A-A' media, alineadas una detrás de la otra según dicha primera dirección A-A' media, presentando dicha primera parte 202A curva una primera curvatura y presentando dicha segunda parte 202B curva una segunda curvatura, según dicha primera dirección A-A' media. Por tanto, cuando se observa en sección en plano paralelo a dicha primera dirección A-A' media y ortogonal a dicha segunda dirección B-B' media (figura 10), dicha primera superficie 202 articular se describe por al menos dos porciones curvilíneas distintas (respectivamente designadas en la figura 10 mediante las mismas referencias 202A y 202B que para las partes curvas primera y segunda correspondientes), formando cada una preferiblemente un arco cuya concavidad está preferiblemente dirigida en dirección a la cara 207 inferior astragalina, teniendo dichas porciones curvilíneas centros de curvatura (eventualmente medios) distintos uno del otro.

Según una variante preferible, dichas partes 202A y 202B curvas primera y segunda de la primera superficie 202 articular son globalmente asimilables de manera respectiva a unas fracciones primera y segunda de superficies (ficticias) sustancialmente troncocónicas, procediendo preferiblemente dichas fracciones primera y segunda de superficies respectivamente de unos conos ficticios primero y segundo, virtuales, que presentan respectivamente unos ejes de rotación primero y segundo. De manera ventajosa, el valor del semi-ángulo en el vértice de cada uno de dichos conos ficticios primero y segundo es de 8°. La elección de esta configuración particular contribuye a reproducir lo mejor posible la cinemática natural del tobillo anatómico. Alternativamente, dichas partes 202A y 202B curvas primera y segunda de la primera superficie 202 articular podrán ser globalmente asimilables de manera respectiva a unas fracciones primera y segunda de superficies sustancialmente cilíndricas, procediendo preferiblemente dichas fracciones primera y segunda de superficies respectivamente de unos cilindros ficticios primero y segundo, que presentan respectivamente unos ejes de rotación primero y segundo. Dicho de otro modo, si dicha primera superficie 202 articular presenta, tal como se introdujo anteriormente, la forma general media de una fracción de superficie (ficticia) sustancialmente troncocónica procedente de un cono ficticio (o cilíndrico), esta forma general media está definida de manera más precisa, en el sentido de la invención, por la combinación de al menos unas fracciones primera y segunda distintas de superficies sustancialmente troncocónicas (o cilíndricas). Cada una de estas superficies sustancialmente troncocónicas está orientada preferiblemente para que su base grande esté orientada en dirección al maléolo externo y que su base pequeña esté orientada en dirección al maléolo interno del pie considerado. Por tanto, la primera fracción de superficie troncocónica correspondiente a la primera parte 202A curva presenta un radio de curvatura que varía, en un sentido latero-medial de dicha segunda dirección B-B' media, de manera decreciente entre un radio R_1 de curvatura grande y un radio r_1 de curvatura pequeño. La segunda fracción de superficie troncocónica, correspondiente a la segunda parte 202B curva, presenta por su parte un radio de curvatura que varía, en un sentido latero-medial de dicha segunda dirección B-B' media, de manera decreciente entre un radio R_2 de curvatura grande y un radio r_2 de curvatura pequeño. Alternativamente, en el caso en el que dichas partes 202A y 202B curvas primera y segunda son globalmente asimilables a unas fracciones primera y segunda de superficies sustancialmente cilíndricas, estas últimas podrán presentar respectivamente un radio de curvatura R'_1 , R'_2 que es constante según dicha segunda dirección B-B' media.

Según la invención, dichas curvaturas primera y segunda son diferentes, de manera que una de dichas partes 202A y 202B curvas primera y segunda está por tanto más curvada, es decir más fuertemente curvada, que la otra. Según la realización preferible, considerada anteriormente, en la que dichas partes 202A y 202B curvas primera y segunda de la primera superficie 202 articular son globalmente asimilables de manera respectiva a unas fracciones primera y segunda de superficies (ficticias) sustancialmente troncocónicas, una diferencia de curvatura de este tipo puede traducirse por el hecho de que la primera fracción de superficie troncocónica presenta un radio R_1 de curvatura grande y un radio r_1 de curvatura pequeño que son respectivamente diferentes del radio R_2 de curvatura grande y el radio r_2 de curvatura pequeño respectivos de la segunda fracción de superficie troncocónica ($R_1 \neq R_2$ y $r_1 \neq r_2$). Según la variante alternativa en la que dichas partes 202A y 202B curvas primera y segunda son globalmente asimilables de manera respectiva a unas fracciones primera y segunda de superficies sustancialmente cilíndricas, una diferencia de curvatura de este tipo podrá traducirse por el hecho de que la primera fracción de superficie cilíndrica presenta un radio R'_1 de curvatura diferente del radio de curvatura R'_2 respectivo de la segunda fracción de superficie cilíndrica. Se produce como resultado que la primera superficie 202 articular, definida por la cara 201 superior astragalina, no presenta ventajosamente la forma exacta y perfecta de una porción de superficie troncocónica (o cilíndrica, tal como se consideró anteriormente de manera alternativa), sino que comprende por el contrario una variación localizada particular en su curvatura general media según dicha primera dirección A-A' media. La cinemática general de la prótesis 100 no está entonces definida por una única rotación, sino por al menos dos rotaciones según radios diferentes, correspondientes a al menos dos configuraciones espaciales del pie con respecto a la tibia. Por tanto, es posible generar un movimiento articular complejo, con ejes de rotación diferenciados de la articulación protésica entre una posición de flexión plantar y una posición de flexión dorsal, y aproximarse de manera aún más fiel al comportamiento cinemático natural de un tobillo anatómico.

En la realización preferible ilustrada en las figuras, dicha primera parte 202A curva y dicha segunda parte 202B curva definen (o contribuyen a definir al menos en parte) respectivamente una porción anterior y una porción posterior de dicha primera superficie 202 articular. Para ello, dicha primera parte 202A curva se extiende

preferiblemente entre el borde 203 anterior astragalino y el borde 204 posterior astragalino de la cara 201 superior astragalina del componente 200 astragalino, y más preferiblemente, desde dicho borde 203 anterior astragalino (o al menos desde la proximidad inmediata de este último) en dirección a dicho borde 204 posterior astragalino. Dicha segunda parte 202B curva se extiende entonces respectivamente entre dicha primera parte 202A curva y dicho borde 204 posterior astragalino. Más preferiblemente, dicha segunda parte 202B curva es contigua a dicha primera parte 202A curva y prolonga esta última hasta dicho borde 204 posterior astragalino (o al menos hasta la proximidad inmediata de este último). La primera parte 202A curva y la segunda parte 202B curva están por tanto alineadas una detrás de la otra según la primera dirección A-A' media, estando la primera parte 202A curva (porción anterior) dispuesta delante de la segunda parte 202B curva (porción posterior). Por tanto, cuando se observa en sección en plano paralelo a la primera dirección A-A' media y ortogonal a la segunda dirección B-B' media (figura 10), dicha primera superficie 202 articular se describe por al menos dos porciones curvilíneas distintas y preferiblemente haciendo tope entre sí, formando cada una preferiblemente un arco y uniéndose preferiblemente el borde 203 anterior astragalino al borde 204 posterior astragalino. Dicha primera parte 202A curva corresponde entonces ventajosamente a una parte de la primera superficie 202 articular con la que actúa conjuntamente la segunda superficie 403 articular del componente 400 intermedio, en configuración de flexión dorsal del pie del paciente (figura 5), mientras que dicha segunda parte 202B curva corresponde a otra parte de la primera superficie 202 articular con la que actúa conjuntamente dicha segunda superficie 403 articular del componente 400 intermedio, en configuración de flexión plantar del pie del paciente (figura 3).

Ventajosamente, dichas curvaturas primera y segunda, así como el posicionamiento relativo de dichos ejes de rotación primero y segundo, se elegirán con el fin de garantizar una transición regular y armoniosa entre dichas partes 202A y 202B curvas primera y segunda de la primera superficie 202 articular.

Preferiblemente, dichas fracciones primera y segunda de superficies sustancialmente troncocónicas se reúnen en un plano de contacto inclinado un ángulo comprendido entre 10° y 30°, y de manera preferible de aproximadamente 20°, en dirección a dicho borde 203 anterior astragalino con respecto a un plano vertical que contiene dicho segundo eje de rotación, conteniendo dicho plano de contacto dichos ejes de rotación primero y segundo. En efecto, se ha observado que se obtiene de este modo un punto medio excelente entre el aumento del movimiento angular aportado y la estabilidad intrínseca de la prótesis.

Preferiblemente, dicha primera curvatura de la primera parte 202A curva es superior a dicha segunda curvatura de la segunda parte 202B curva, es decir que dicha primera parte 202A curva de la primera superficie 202 articular produce, según la primera dirección A-A' media, una curvatura más importante que la respectiva de dicha segunda parte 202B curva de la primera superficie 202 articular ($R_1 < R_2$ y $r_1 < r_2$, o $R'_1 < R'_2$). En el caso preferible mencionado anteriormente en el que dicha primera parte 202A y dicha segunda parte 202B curvas definen respectivamente una porción anterior y una porción posterior de la primera superficie 202 articular, dicha primera superficie 202 articular presenta entonces ventajosamente una curvatura más pronunciada en su porción anterior que en su porción posterior. Una configuración de este tipo resulta particularmente interesante, ya que permite autorizar para el paciente una flexión dorsal con un movimiento angular más importante, sin que por ello el astrágalo del paciente se desvíe de hecho en un sentido antero-posterior, es decir, hacia atrás. Equipado con la prótesis según la invención, el paciente podrá entonces flexionar más fácilmente su pie, por ejemplo durante la fase de la marcha en la que el pie se levanta del suelo al final de un paso, o cuando intenta subir los escalones de una escalera.

Preferiblemente, dicha primera curvatura es constante o variable (según la primera dirección A-A' media), mientras que dicha segunda curvatura es constante (según la primera dirección A-A' media). Una primera curvatura variable de este tipo puede corresponder ventajosamente a una realización particular según la cual la forma general de la primera parte 202A curva está definida a su vez globalmente por la combinación de una pluralidad n de fracciones distintas de superficies sustancialmente troncocónicas o cilíndricas (y no por la única primera fracción mencionada anteriormente), fracciones que presentarán radios pequeños r_n y grandes R_n (o radios R'_n) de curvatura diferentes (y por tanto n-ésimas curvaturas diferentes), ventajosamente decrecientes según dicha primera dirección A-A' media. En el caso preferible en el que la primera parte 202A curva define una porción anterior de la primera superficie 202 articular y en el que dichas n-ésimas curvaturas varían de manera creciente en dirección al borde 203 anterior astragalino, la puesta en práctica de una primera curvatura variable de este tipo permite ventajosamente mejorar adicionalmente la amplitud del movimiento angular ofrecido por la prótesis 100 en flexión dorsal.

Al ser los esfuerzos intra-articulares, susceptibles de ejercerse en la superficie de contacto de las superficies 202 y 403 articulares primera y segunda, más importantes en la fase de flexión plantar que en la fase de flexión dorsal, dicha segunda parte 202B curva está preferiblemente diseñada y dimensionada de manera que presenta ventajosamente una superficie superior a la superficie respectiva de dicha primera parte 202A curva. Se garantiza de este modo una mejor recuperación de los esfuerzos intra-articulares en flexión plantar, lo cual permite mejorar tanto la estabilidad como la vida útil de la prótesis 100.

Preferiblemente, la primera superficie 202 articular forma una superficie bicondilar protésica, y comprende:

- una zona 210L lateral astragalina, que se extiende entre dicho borde 203 anterior astragalino y dicho borde 204

posterior astragalino según dicha primera dirección A-A' media, y entre dicho borde 205 lateral astragalino y dicho borde 206 medial astragalino según dicha segunda dirección BB' media, y

5 - una zona 210M medial astragalina, que se extiende entre dicho borde 203 anterior astragalino y dicho borde 204 posterior astragalino según dicha primera dirección A-A' media, y entre dicha zona 210L lateral astragalina y dicho borde 206 medial astragalino según dicha segunda dirección B-B' media.

10 Más preferiblemente, tal como se ilustra concretamente en las figuras 6 y 8, dicha zona 210L lateral astragalina y dicha zona 210M medial astragalina se extienden respectivamente desde dicho borde 203 anterior astragalino (o al menos desde la proximidad inmediata de este último) hasta dicho borde 204 posterior astragalino (o al menos hasta la proximidad inmediata de este último). Dicha zona 210L lateral astragalina comprende entonces una primera región 211L lateral de dicha primera parte 202A curva y una segunda región 212L lateral de dicha segunda parte 202B curva. Dicha zona 210M medial astragalina comprende respectivamente una primera región 211M medial de dicha primera parte 202A curva y una segunda región 212M medial de dicha segunda parte 202B curva. Tal como se ilustra en las figuras, preferiblemente la segunda región 212L lateral y la segunda región 212M medial prolongan entonces respectivamente dicha primera región 211L lateral y dicha primera región 211M medial, según la primera dirección A-A' media. Ventajosamente, dicha zona 210L lateral astragalina y dicha zona 210M medial astragalina forman por tanto respectivamente partes lateral y medial de cóndilo protésico continuas según la primera dirección A-A' media.

20 De manera ventajosa, dicha primera superficie 202 articular también comprende una zona 210C central astragalina, que está intercalada entre dicha zona 210L lateral astragalina y dicha zona 210M medial astragalina. Tal como se ilustra en las figuras, dicha zona 210C central astragalina se extiende, según dicha primera dirección A-A' media, desde dicho borde 203 anterior astragalino (o al menos desde la proximidad inmediata de este último) en dirección al borde 204 posterior astragalino, y comprende ventajosamente una primera región 211C central de dicha primera parte 202A curva. De manera particularmente ventajosa, dicha zona 210C central astragalina también comprende una segunda región 213C central, curva, que prolonga dicha primera región 211C central en dirección al borde 204 posterior astragalino. No obstante, dicha segunda región 213C central no constituye preferiblemente, en sí misma, una región central de la segunda parte 202B curva. En efecto, dicha segunda región 213C central presenta ventajosamente una tercera curvatura, según la primera dirección A-A' media, que es diferente de dicha segunda curvatura de la segunda parte 202B curva. Dicha segunda parte 202B curva es entonces discontinua según la segunda dirección B-B' media. En este caso, y en particular según la realización preferible ilustrada en las figuras en la que la primera curvatura de la primera parte 202A curva es superior a la segunda curvatura de la segunda parte 202B curva, dicha tercera curvatura de la segunda región 213C central es ventajosamente superior a dicha segunda curvatura. Entonces, la segunda región 213C central está por tanto curvada más fuertemente que la segunda región 212L lateral y la segunda región 212M medial circundantes. Por ejemplo, dicha tercera curvatura podrá ser idéntica a dicha primera curvatura, estando la segunda región 213C central inscrita en la continuidad de la primera región 211C central.

40 Tal como se desprende concretamente de las figuras 6 y 8, dicha segunda región 213C central materializa entonces ventajosamente una depresión 214 central posterior en la envoltura media de dicha primera superficie 202 articular. Además, dicha zona 210C central astragalina de la primera superficie 202 articular puede no extenderse hasta el borde 204 posterior astragalino de la superficie 201 superior astragalina. El espacio así formado entre dicha zona 210C central astragalina y dicho borde 204 posterior astragalino puede dejarse libre o, por el contrario, rellenarse preferiblemente mediante una porción 215 complementaria de la cara 201 superior astragalina maciza, y por ejemplo plana, con el fin de evitar la formación de una zona de corte óseo no recubierta.

50 Según la realización preferible ilustrada en las figuras, dicha segunda superficie 403 articular, que está definida por la cara 402 inferior intermedia del componente 400 intermedio, comprende ventajosamente una zona 416L lateral intermedia, una zona 416M medial intermedia y preferiblemente también una zona 416C central intermedia, estando esta última intercalada entre las dos anteriores. Al extenderse cada una entre dicho segundo borde 408 anterior intermedio y dicho segundo borde 409 posterior intermedio según dicha quinta dirección E-E' media, dicha zona 416L lateral intermedia, dicha zona 416M medial intermedia y dicha zona 416C central intermedia están destinadas respectivamente a actuar conjuntamente con dicha zona 210L lateral astragalina, dicha zona 210M medial astragalina y dicha zona 210C central astragalina de dicha primera superficie 202 articular. Preferiblemente, dicha zona 416L lateral intermedia y dicha zona 416M medial intermedia presentan ventajosamente, según dicha quinta dirección E-E' media, curvaturas respectivamente conjugadas a las curvaturas de dicha segunda región 212L lateral y dicha segunda región 212M medial de la segunda parte 202B curva de dicha primera superficie 202 articular. Dicha zona 416C central intermedia presenta por su parte ventajosamente, según dicha quinta dirección E-E' media, una curvatura conjugada a la curvatura de dicha primera región 211C central de la primera parte 202A curva de dicha primera superficie 202 articular.

65 Preferiblemente, y tal como puede observarse concretamente en las figuras 6 a 8, dicha zona 210C central astragalina presenta una curvatura convexa según dicha segunda dirección B-B' media, presentando dicha zona 210L lateral astragalina y dicha zona 210M medial astragalina respectivamente una curvatura cóncava según dicha segunda dirección B-B' media. De manera recíproca, la zona 416L lateral intermedia y la zona 416M medial

intermedia son ventajosamente convexas según dicha sexta dirección F-F' media, mientras que la zona 416C central intermedia es cóncava según esta misma dirección F-F' (figura 17). Por tanto, en la posición de flexión plantar (figura 3) del pie del paciente, ventajosamente dicha zona 416L lateral intermedia y dicha zona 416M medial intermedia pueden descansar respectivamente en contacto de superficie contra dicha segunda región 212L lateral y dicha segunda región 212M medial de la segunda parte 202B curva de la primera superficie 202 articular. En la posición de flexión dorsal (figura 5), dicha zona 416C central intermedia puede descansar ventajosamente en contacto de superficie con la primera región 211C central de la primera parte 202A curva de la primera superficie 202 articular. En cambio, preferiblemente, dicha zona 416L lateral intermedia y dicha zona 416M medial intermedia no pueden entonces descansar en contacto de superficie contra dicha primera región 211L lateral y dicha primera región 211M medial de la primera parte 202A curva de la primera superficie 202 articular, debido a sus curvaturas respectivas diferentes.

Por tanto, ventajosamente la actuación conjunta de dichas superficies articulares primera y segunda no es perfectamente congruente. En la posición de flexión dorsal, el componente 400 intermedio descansa ventajosamente libre para deslizarse y bascular ligeramente, de manera lateral o medial, alrededor de una posición de equilibrio. En el caso de un basculamiento lateral, la zona 416L lateral intermedia de la segunda superficie 403 articular puede entrar ventajosamente en contacto lineal contra la primera región 211L lateral de la primera parte 202A curva de la primera superficie 202 articular definida por la cara 201 superior astragalina del componente 200 astragalino. De manera recíproca, en el caso de un basculamiento medial, la zona 416M medial intermedia de dicha segunda superficie 403 articular puede entrar ventajosamente en contacto lineal contra la primera región 211M medial de la primera parte 202A curva de la primera superficie 202 articular. Además, en la posición de flexión dorsal, el componente 400 intermedio presenta entonces ventajosamente una determinada libertad, limitada, de rotación alrededor de un eje vertical. Al permitir de este modo que el componente 400 intermedio conserve una ligera movilidad en traslación según una dirección medio-lateral y en rotación según un eje vertical, una configuración de este tipo contribuye ventajosamente a limitar los riesgos de desprendimiento de los componentes 200 astragalino y 300 tibial bajo el efecto de los esfuerzos mecánicos que se ejercen sobre la prótesis 100, en uso normal de esta última. Asimismo, una configuración de este tipo permite ventajosamente compensar, en una cierta medida, un ligero defecto de posicionamiento relativo de los componentes 200 astragalino y 300 tibial, lo cual contribuye a facilitar la colocación de la prótesis 100 por el cirujano en el cuerpo del paciente.

Teniendo en cuenta que la zona 416C central intermedia presenta preferiblemente, según lo anterior, una curvatura superior a las respectivas de la zona 416L lateral intermedia y la zona 416M medial intermedia, puede definir entonces, en la proximidad del segundo borde 409 posterior intermedio, una protuberancia 417 que sobresale de la superficie de la cara 402 inferior intermedia (figura 17). Con el fin de evitar cualquier interacción mecánica entre dicha protuberancia 417 y la primera superficie 202 articular, dicha depresión 214 central posterior (materializada por la segunda región 213C central de la zona 210C central astragalina, tal como se mencionó anteriormente) se deja ventajosamente vacía. Por tanto, en la posición de flexión plantar, dicha protuberancia 417 puede apartarse ventajosamente en dicha depresión 214 central posterior.

Según una variante (no ilustrada en las figuras), dicho componente 300 tibial está diseñado para poder moverse con respecto a dicho componente 400 intermedio, no estando entonces unidos preferiblemente dichos componentes 300 tibial y 400 intermedio mecánicamente entre sí. En este caso, preferiblemente dicha cara 302 inferior tibial y dicha cara 401 superior intermedia son sustancialmente planas y lisas, de manera que el componente 300 tibial y el componente 400 intermedio pueden entrar en contacto de superficie plano entre sí. En uso normal de la prótesis 100, el componente 300 tibial y el componente 400 intermedio están por tanto en contacto entre sí, y pueden moverse uno con respecto al otro según tres grados de libertad, a saber según una traslación de dirección media antero-posterior, una traslación de dirección media medio-lateral, y una rotación alrededor de un eje ortogonal al plano de contacto de dicha cara 302 inferior tibial y dicha cara 401 superior intermedia entre sí. Según otra variante, ilustrada en las figuras 1 a 5, dicho componente 300 tibial está diseñado para fijarse, es decir solidarizarse, a dicho componente 400 intermedio, con el fin de suprimir ventajosamente cualquier grado de libertad entre el componente 300 tibial y el componente 400 intermedio. Una solidarización de este tipo de estos últimos permite mejorar ventajosamente la estabilidad de la articulación protésica.

Preferiblemente, dicho componente 300 tibial y dicho componente 400 intermedio están diseñados para fijarse entre sí con la ayuda de elementos de solidarización primero y segundo complementarios respectivos, más preferiblemente según un ensamblaje en cola de milano. Según la realización preferible ilustrada en las figuras, la cara 302 inferior tibial del componente 300 tibial está por tanto ventajosamente dotada de una ranura 311, por ejemplo de sección trapezoidal, que forma ventajosamente dicho primer elemento de solidarización (o elemento hembra de cola de milano). La cara 401 superior intermedia del componente 400 intermedio está ventajosamente dotada de manera recíproca de una espiga 418, que forma dicho segundo elemento de solidarización (o elemento macho de cola de milano). Tal como se ilustra en el ejemplo en las figuras 16 y 18, dicha espiga 418 sobresale de la superficie de dicha cara 401 superior intermedia y tiene forma y dimensiones complementarias a las de dicha ranura 311. Preferiblemente, dicha ranura 311 se extiende longitudinalmente según dicha tercera dirección C-C' media, desde la cara 309 anterior tibial del componente 300 tibial, a nivel del cual desemboca, en dirección a la cara 310 posterior tibial, y ello a lo largo de al menos la mitad de la distancia media que separa dicha cara 309 anterior tibial y dicha cara 310 posterior tibial (figuras 12 y 14). Ventajosamente, dicha espiga 418 se extiende longitudinalmente

según dicha quinta dirección E-E' media, desde la cara 414 anterior intermedia del componente 400 intermedio, en dirección a la cara 415 posterior intermedia de este último. Preferiblemente, la longitud de dicha espiga 418 es inferior a la longitud respectiva de dicha ranura 311 (figuras 16 y 18). Dicha ranura 311 está por tanto ventajosamente diseñada y configurada para recibir con deslizamiento estrecho dicha espiga 418, manteniéndose entonces dicha cara 302 inferior tibial y dicha cara 401 superior intermedia pegadas una contra la otra. Un ensamblaje relativo en cola de milano de este tipo permite por tanto ventajosamente bloquear al menos cualquier traslación medio-lateral y cualquier rotación del componente 400 intermedio con respecto al componente 300 tibial. Ventajosamente, dicha espiga 418 podrá estar dotada, a nivel de su extremo posterior, de pendientes 419A, 419B laterales (o de chaflanes) diseñadas para facilitar, guiar, la introducción de la espiga 418 en la ranura 311 durante el ensamblaje relativo del componente 300 tibial y del componente 400 intermedio.

Evidentemente, podrá preverse perfectamente una configuración inversa, estando dicha cara 302 inferior tibial dotada de dicha espiga, estando de manera recíproca dicha cara 401 superior intermedia dotada de dicha ranura. También podrá ponerse en práctica cualquier otro medio de fijación recíproca conveniente, que ponga en práctica medios de solidarización primero y segundo diferentes de los descritos anteriormente. Además, podrá preverse ventajosamente que, para diferentes tamaños de componente 300 tibial y de componente 400 intermedio, las dimensiones de dicha ranura 311 y de dicha espiga 418 sean respectivamente idénticas. Entonces, será ventajosamente posible proponer al cirujano un kit protésico que comprende una variedad de componentes 200 astragalinos, 300 tibiales y 400 intermedios, respectivamente de diferentes tamaños para adaptarse a la morfología del paciente que va a tratarse, al tiempo que se garantiza la compatibilidad entre un componente 300 tibial y un componente 400 intermedio que corresponden a prótesis de tamaños diferentes.

En el caso preferible de un ensamblaje en cola de milano de este tipo, preferiblemente dicho componente 300 tibial y dicho componente 400 intermedio comprenden además respectivamente elementos de tope primero y segundo complementarios diseñados para limitar o bloquear la traslación antero-posterior (es decir de adelante hacia atrás) del componente 400 intermedio con respecto al componente 300 tibial, siendo ventajosamente dichos elementos de tope primero y segundo diferentes de dichos elementos de solidarización primero y segundo complementarios. Dicho de otro modo, la limitación (y preferiblemente el bloqueo) de la traslación antero-posterior ventajosamente no está garantizado (o, al menos, no de manera exclusiva) por el propio ensamblaje en cola de milano, sino por la actuación conjunta de dichos elementos de tope primero y segundo complementarios. De este modo se evita ventajosamente la recuperación, únicamente mediante la ranura 311 y la espiga 418, de los esfuerzos mecánicos aplicados al componente 300 tibial durante el uso de la prótesis 100. Preferiblemente, dichos elementos de tope primero y segundo comprenden respectivamente un reborde 312 posicionado al menos a nivel del borde 304 posterior tibial de la cara 302 inferior tibial del componente 300 tibial, y un hueco 420 dispuesto a nivel de la cara 401 superior intermedia del componente 400 intermedio (por ejemplo a nivel del primer borde 405 posterior intermedio) y de perfil complementario al de dicho reborde 312. Dicho hueco 420 está por tanto diseñado y configurado para recibir dicho reborde 312, estando ventajosamente dicha cara 302 inferior tibial y dicha cara 401 superior intermedia en contacto plano entre sí. La actuación conjunta de dicho reborde 312 y dicho hueco 420 limita de ese modo, y preferiblemente bloquea, el recorrido antero-posterior de la espiga 418 en la ranura 311. Evidentemente, podrán ponerse en práctica elementos de tope de diseño diferente.

Según la realización preferible ilustrada en las figuras, dicho reborde 312 está posicionado a nivel de dicho borde 304 posterior tibial, dicho borde 305 lateral tibial y dicho borde 306 medial tibial de la cara 302 inferior tibial del componente 300 tibial, y se extiende ventajosamente de manera sustancialmente continua a lo largo de los bordes 304, 305, 306 en cuestión. Dicho reborde 312 presenta preferiblemente una sección rectangular, constante o no. De manera recíproca, dicho hueco 420 está dispuesto preferiblemente a nivel del primer borde 405 posterior intermedio, el primer borde 406 lateral intermedio y el primer borde 407 medial intermedio de la cara 401 superior intermedia de dicho componente 400 intermedio, ventajosamente de manera sustancialmente continua a lo largo de los bordes 405, 406, 407 en cuestión.

La puesta en práctica de tal reborde 312 y hueco 420 complementarios ventajosamente semiperiféricos, y su actuación conjunta cuando el componente 400 intermedio está fijado al componente 300 tibial, permite por tanto no sólo limitar el riesgo de cizallamiento de la espiga 418 en dicha ranura 311, sino también limitar ventajosamente el riesgo de deformación del componente 400 intermedio mediante fluencia bajo el efecto del esfuerzo de compresión ejercido sobre este último por el componente 300 tibial en uso normal de la prótesis 100. Por tanto se mejora sustancialmente la vida útil del componente 400 intermedio, lo cual permite limitar el riesgo de tener que proceder a una intervención quirúrgica posterior de reemplazo de este último.

Preferiblemente, con el fin de bloquear también cualquier traslación postero-anterior (es decir, de atrás hacia delante) del componente 400 intermedio con respecto al componente 300 tibial, cuando estos últimos se fijan entre sí, dicho componente 300 tibial y componente 400 intermedio están ventajosamente dotados respectivamente de medios 313A, 313B primeros y 421A, 421B segundos de enclavamiento complementarios. Tal como se ilustra en las figuras 12 y 14, dicho primer medio 313A, 313B de enclavamiento puede, por ejemplo, adoptar la forma de muescas 313A, 313B en diente de sierra dispuestas en el reborde 312 de la cara 302 inferior tibial, por ejemplo de manera simétrica a nivel del borde 305 lateral tibial y del borde 306 medial tibial de dicho componente 300 tibial. De manera recíproca, dicho segundo medio 421A, 421B de enclavamiento puede, por su parte, adoptar la forma, por ejemplo,

de pasadores 421A, 421B de formas complementarias a dichas muescas 313A, 313B en diente de sierra, dispuestos a nivel del hueco 420 del componente 400 intermedio (figuras 16 a 18). El componente 300 tibial y el componente 400 intermedio pueden enclavarse de ese modo entre sí mediante enganche a presión, permitiendo la deformación elástica local del material que forma el componente 400 intermedio el enganche de los pasadores 421A, 421B de este último en las muescas 313A, 313B correspondientes del componente 300 tibial. Evidentemente, podrán preverse otros medios 313A, 313B primeros y 421A, 421B segundos de enclavamiento complementarios convenientes en lugar de los que acaban de describirse.

Preferiblemente, el componente 300 tibial está diseñado para fijarse de manera amovible al componente 400 intermedio, con el fin concretamente de permitir el reemplazo del componente 400 intermedio en caso de degradación de este último (desgaste, deformación, etc.). En este caso, los medios 313A, 313B primeros y 421A, 421B segundos de enclavamiento complementarios se diseñarán para permitir un enclavamiento reversible del componente 300 tibial y del componente 400 intermedio entre sí. Para ello, el componente 400 intermedio podrá, por ejemplo, estar dotado de rebajes 422A, 422B dispuestos en la cara 401 superior intermedia en la proximidad inmediata de los pasadores 421A, 421B que forman dicho segundo medio 421A, 421B de enclavamiento, y diseñados para recibir el extremo de un instrumento externo (no representado, por ejemplo un destornillador plano). La acción de este instrumento externo, por ejemplo por efecto de palanca o por puesta en rotación, permitirá ventajosamente una deformación elástica local del material que forma el componente 400 intermedio y un desacoplamiento de las muescas 313A, 313B y los pasadores 421A, 421B, permitiendo así la desolidarización de los componentes 300 astragalino y 400 intermedio.

Ventajosamente, el componente 200 astragalino está dotado a nivel de su cara 207 inferior astragalina de al menos un medio 216A de anclaje astragalino, diseñado para garantizar el anclaje del componente 200 astragalino en la masa ósea del astrágalo afectado. Sobresaliendo preferiblemente de la cara 207 inferior astragalina del componente 200 astragalino, dicho medio 216A de anclaje astragalino está ventajosamente destinado a alojarse, durante la colocación del componente 200 astragalino en el cuerpo del paciente, en un alojamiento (u orificio) correspondiente previamente practicado (o durante la colocación del componente 200 astragalino) por el cirujano en la masa ósea del astrágalo. Tal como se ilustra concretamente en las figuras 7 y 9, el componente 200 astragalino está dotado de dos medios 216A, 216B de anclaje astragalinos, formados por dos tetones 216A, 216B astragalinos, por ejemplo cilíndricos de cabeza redondeada, que sobresalen de la cara 207 inferior astragalina del componente 200 astragalino. Preferiblemente, dichos tetones 216A, 216B astragalinos se extienden de manera inclinada, en dirección al borde 204 posterior astragalino. Evidentemente, podrán preverse otros tipos, formas y configuraciones convenientes del medio 216 de anclaje astragalino.

Con el fin de garantizar una excelente resistencia mecánica de dicho medio 216A de anclaje astragalino, en particular frente a la fatiga, este último está preferiblemente unido a la cara 207 inferior astragalina, a nivel de su base, mediante un redondeo 217A astragalino, es decir mediante una superficie curva, o mediante una o varias nervaduras. En la realización preferible ilustrada en las figuras, cada uno de los medios 216A, 216B de anclaje astragalinos está por tanto ventajosamente unido a la cara 207 inferior astragalina mediante un redondeo 217A, 217B astragalino respectivo. No obstante, se ha observado que la presencia de un redondeo 217A, 217B de este tipo puede resultar molesta durante la colocación, por ejemplo mediante impacto, del componente 200 astragalino en el cuerpo del paciente, en la medida en que tal redondeo 217A, 217B sobresale entonces de la superficie de la cara 207 inferior astragalina. En efecto, las brocas de perforación habitualmente disponibles para realizar alojamientos en la masa ósea no permiten realizar fácilmente un fresado que pudiera recibir el redondeo 217A, 217B. La puesta en práctica de un redondeo 217A, 217B de este tipo puede resultar particularmente desfavorable en el caso, considerado anteriormente, en el que la cara 207 inferior astragalina está dotada de un revestimiento de superficie, ya que la presencia de este último tiende, según su grosor, a amplificar la importancia de dicho redondeo 217A, 217B, y por tanto a entorpecer adicionalmente la colocación de dicho componente 200 astragalino. Para aliviar este inconveniente, dicha cara 207 inferior astragalina está ventajosamente dotada de al menos una cubeta 218A astragalina, a partir del fondo de la cual dicho al menos un medio 216A de anclaje astragalino sobresale de dicha cara 207 inferior astragalina. En la realización preferible ilustrada en las figuras, dicha cara 207 inferior astragalina está ventajosamente dotada de una pluralidad de cubetas 218A, 218B astragalinas a partir del fondo respectivo de las cuales dichos tetones 216A, 216B astragalinos sobresalen de dicha cara 301 superior tibial. Tal como se ilustra en las figuras, dicha cubeta 218A, 218B astragalina está ventajosamente dimensionada de manera que dicho redondeo 217A, 217B está totalmente contenido en dicha cubeta 218A, 218B astragalina y por tanto no sobresale de la superficie de la cara 207 inferior astragalina. Por tanto, dicho componente 200 astragalino puede colocarse de manera relativamente sencilla y precisa a nivel del astrágalo, pudiendo entrar la cara 207 inferior astragalina en contacto de superficie perfecto con la zona del astrágalo correspondiente, y ello sin necesitar herramientas específicas de perforación de la masa ósea.

Ventajosamente, el componente 300 tibial está dotado a nivel de su cara 301 superior tibial de al menos un medio 314A de anclaje tibial, diseñado para garantizar el anclaje del componente 300 tibial en la masa ósea de la tibia afectada. Al sobresalir preferiblemente de la cara 301 superior tibial del componente 300 tibial, dicho medio 314A de anclaje tibial está ventajosamente destinado a alojarse, durante la colocación del componente 300 tibial en el cuerpo del paciente, en al menos un alojamiento (u orificio) correspondiente previamente practicado (o durante la colocación del componente 300 tibial) por el cirujano en la masa ósea de la tibia.

Tal como se ilustra concretamente en las figuras 11 a 13 y 15, el componente 300 tibial está preferiblemente dotado de una pluralidad de medios 314A, 314B, 314C, 314D de anclaje tibiales, por ejemplo formados por dos tetones 314A, 314B tibiales cilíndricos de cabeza redondeada, que sobresalen de dicha cara 301 superior tibial en la proximidad del borde 303 anterior tibial, y de dos aletas 314C, 314D tibiales, que sobresalen de dicha cara 301 superior tibial en la proximidad del borde 304 posterior tibial. Preferiblemente, dichas aletas 314C, 314D tibiales presentan aristas agudas, incluso cortantes, para favorecer su penetración en la masa ósea de la tibia. Ventajosamente, dichos tetones 314A, 314B tibiales y dichas aletas 314C, 314D tibiales se extienden de manera inclinada en dirección al borde 304 posterior tibial. El ángulo de inclinación de dichos tetones 314A, 314B tibiales y de dichas aletas 314C, 314D tibiales se elegirá ventajosamente para facilitar la introducción del componente 300 tibial en el cuerpo del paciente, y su colocación a nivel de la tibia de este último, limitando la distracción articular necesaria. Evidentemente, podrán preverse otros tipos, formas y configuraciones convenientes de medio(s) 314A, 314B, 314C, 314D de anclaje tibial.

Preferiblemente, de manera sustancialmente comparable a lo que se describió anteriormente en relación con dicho al menos un medio 216A de anclaje astragalino del componente 200 astragalino, dicho al menos un medio 314A de anclaje tibial está preferiblemente unido a la cara 301 superior tibial, a nivel de su base, mediante un redondeo 315A tibial. Dicha cara 301 superior tibial está entonces ventajosamente dotada de al menos una cubeta 316A tibial, a partir del fondo de la cual dicho al menos un medio 314A de fijación tibial sobresale de dicha cara 301 superior tibial. En la realización preferible ilustrada en las figuras, cada uno de los tetones 314A, 314B tibiales y cada una de las aletas 314C, 314D tibiales está por tanto ventajosamente unido a la cara 301 superior tibial mediante un redondeo 315A, 315B, 315A, 315B tibial respectivo. Dicha cara 301 superior tibial está entonces ventajosamente dotada de una pluralidad de cubetas 316A, 316B, 316A, 316B tibiales a partir del fondo respectivo de las cuales dichos tetones 314A, 314B tibiales y dichas aletas 314C, 314D tibiales sobresalen de dicha cara 301 superior tibial.

Tal como se ilustra en las figuras 7 y 9, preferiblemente el borde 205 lateral astragalino y el borde 206 medial astragalino del componente 200 astragalino están respectivamente dotados de una muesca 219L lateral astragalina y de una muesca 219M medial astragalina, ventajosamente posicionadas de manera simétrica en la proximidad del borde 203 anterior astragalino. Dicha muesca 219L lateral astragalina y dicha muesca 219M medial astragalina están ventajosamente diseñadas para actuar conjuntamente con un instrumento externo (no ilustrado, por ejemplo un destornillador plano), para permitir la ablación del componente 200 astragalino, por ejemplo en caso de posicionamiento no satisfactorio o en caso de complicación médica que justifique la retirada de la totalidad o parte de la prótesis 100. De manera análoga, ventajosamente el borde 305 lateral tibial y el borde 306 medial tibial del componente 300 tibial podrán estar respectivamente dotados de una muesca 317L lateral tibial y de una muesca 317M medial tibial, ventajosamente posicionadas de manera simétrica en la proximidad del borde 303 anterior tibial (figuras 11, 12 y 14).

REIVINDICACIONES

1. Prótesis (100) de tobillo, que comprende un componente (200) astragalino que comprende una cara (201) superior astragalina que define una primera superficie (202) articular y que se extiende entre un borde (203) anterior astragalino y un borde (204) posterior astragalino opuesto según una primera dirección (A-A') media, estando dicha primera superficie (202) articular curvada según dicha primera dirección (A-A') media, comprendiendo dicha primera superficie (202) articular una primera parte (202A) curva y una segunda parte (202B) curva, que se extienden, cada una, según dicha primera dirección (A-A') media, presentando dicha primera parte (202A) curva una primera curvatura y presentando dicha segunda parte (202B) curva una segunda curvatura, estando dicha prótesis (100) caracterizada porque dichas partes (202A) y (202B) curvas primera y segunda definen respectivamente una porción anterior y una porción posterior de dicha primera superficie (202) articular, siendo dicha primera curvatura superior a dicha segunda curvatura.
2. Prótesis (100) según la reivindicación anterior, caracterizada porque dicha primera curvatura es constante o variable, mientras que dicha segunda curvatura es constante.
3. Prótesis (100) según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque dicha segunda parte (202B) curva presenta una superficie superior a la superficie respectiva de dicha primera parte (202A) curva.
4. Prótesis (100) según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque dichas partes (202A) y (202B) curvas primera y segunda de la primera superficie (202) articular son globalmente asimilables de manera respectiva a unas fracciones primera y segunda de superficies sustancialmente troncocónicas.
5. Prótesis (100) según la reivindicación anterior, caracterizada porque dichas fracciones primera y segunda de superficie proceden respectivamente de unos conos ficticios primero y segundo, que presentan respectivamente unos ejes de rotación primero y segundo, reuniéndose dichas fracciones primera y segunda de superficies en un plano de contacto inclinado un ángulo comprendido entre 10° y 30°, y de manera preferible de aproximadamente 20°, en dirección a dicho borde (203) anterior astragalino con respecto a un plano vertical que contiene dicho segundo eje de rotación, conteniendo dicho plano de contacto dichos ejes de rotación primero y segundo.
6. Prótesis (100) según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque dicha cara (201) superior astragalina se extiende entre un borde (205) lateral astragalino y un borde (206) medial astragalino opuesto según una segunda dirección (B-B') media, y porque dicha primera superficie (202) articular comprende:
 - una zona (210L) lateral astragalina, que se extiende entre dicho borde (203) anterior astragalino y dicho borde (204) posterior astragalino según dicha primera dirección (A-A') media, y entre dicho borde (205) lateral astragalino y dicho borde (206) medial astragalino según dicha segunda dirección (B-B') media, comprendiendo dicha zona (210L) lateral astragalina una primera región (211L) lateral de dicha primera parte (202A) curva y una segunda región (212L) lateral de dicha segunda parte (202B) curva, y
 - una zona (210M) medial astragalina, que se extiende entre dicho borde (203) anterior astragalino y dicho borde (204) posterior astragalino según dicha primera dirección (A-A') media, y entre dicha zona (210L) lateral astragalina y dicho borde (206) medial astragalino según dicha segunda dirección (B-B') media, comprendiendo dicha zona (210M) medial astragalina una primera región (211M) medial de dicha primera parte (202A) curva y una segunda región (212M) medial de dicha segunda parte (202B) curva.
7. Prótesis (100) según la reivindicación anterior, caracterizada porque dicha primera superficie (202) articular también comprende una zona (210C) central astragalina, que está intercalada entre dicha zona (210L) lateral astragalina y dicha zona (210M) medial astragalina, y que comprende una primera región (211C) central de dicha primera parte (202A) curva y una segunda región (213C) central que prolonga dicha primera región (211C) central y presenta una tercera curvatura que es superior a dicha segunda curvatura.
8. Prótesis (100) según la reivindicación anterior, caracterizada porque dicha zona (210C) central astragalina presenta una curvatura convexa según dicha segunda dirección (B-B') media, presentando dicha zona (210L) lateral astragalina y dicha zona (210M) medial astragalina respectivamente una curvatura cóncava según dicha segunda dirección (B-B') media.
9. Prótesis (100) según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque comprende un componente (300) tibial, que comprende una cara (301) superior tibial y una cara (302) inferior tibial opuesta, extendiéndose dicha cara (302) inferior tibial por un lado entre un borde (303) anterior tibial y un borde (304) posterior tibial opuesto y, por otro lado, entre un borde (305) lateral tibial y un borde (306) medial tibial opuesto.

- 5 10. Prótesis (100) según la reivindicación anterior, caracterizada porque comprende un componente (400) intermedio, que está diseñado para intercalarse entre dicho componente (200) astragalino y dicho componente (300) tibial, comprendiendo dicho componente (400) intermedio una cara (401) superior intermedia y una cara (402) inferior intermedia opuesta, definiendo dicha cara (402) inferior intermedia una segunda superficie (403) articular diseñada para actuar conjuntamente con dicha primera superficie (202) articular.
- 10 11. Prótesis (100) según la reivindicación anterior y una cualquiera de las reivindicaciones 7 y 8, caracterizada porque dicha segunda superficie (403) articular comprende una zona (416L) lateral intermedia, una zona (416M) medial intermedia y una zona (416C) central intermedia, destinadas respectivamente a actuar conjuntamente con dicha zona (210L) lateral astragalina, dicha zona (210M) medial astragalina y dicha zona (210C) central astragalina de dicha primera superficie (202) articular, presentando dicha zona (416L) lateral intermedia y dicha zona (416M) medial intermedia curvaturas respectivamente conjugadas a las curvaturas de dicha segunda región (212L) lateral y dicha segunda región (212M) medial de la segunda parte (202B) curva de dicha primera superficie (202) articular, mientras que dicha zona (416C) central intermedia presenta una curvatura conjugada a la curvatura de dicha primera región (211C) central de la primera parte (202A) curva de dicha primera superficie (202) articular.
- 15 12. Prótesis (100) según una cualquiera de las reivindicaciones 10 y 11, caracterizada porque dicho componente (300) tibial está diseñado para ser móvil con respecto a dicho componente (400) intermedio.
- 20 13. Prótesis (100) según una cualquiera de las reivindicaciones 10 y 11, caracterizada porque dicho componente (300) tibial está diseñado para fijarse, preferiblemente de manera amovible, a dicho componente (400) intermedio.
- 25 14. Prótesis (100) según la reivindicación anterior, caracterizada porque dicho componente (300) tibial y dicho componente (400) intermedio están diseñados para fijarse entre sí con la ayuda de elementos de solidarización primero y segundo complementarios respectivos según un ensamblaje en cola de milano.
- 30 15. Prótesis (100) según la reivindicación anterior, caracterizada porque dicho componente (300) tibial y dicho componente (400) intermedio comprenden además, respectivamente, elementos de tope primero y segundo complementarios diseñados para limitar o bloquear la traslación antero-posterior del componente (400) intermedio con respecto al componente (300) tibial, siendo dichos elementos de tope primero y segundo distintos de dichos elementos de solidarización primero y segundo complementarios.
- 35

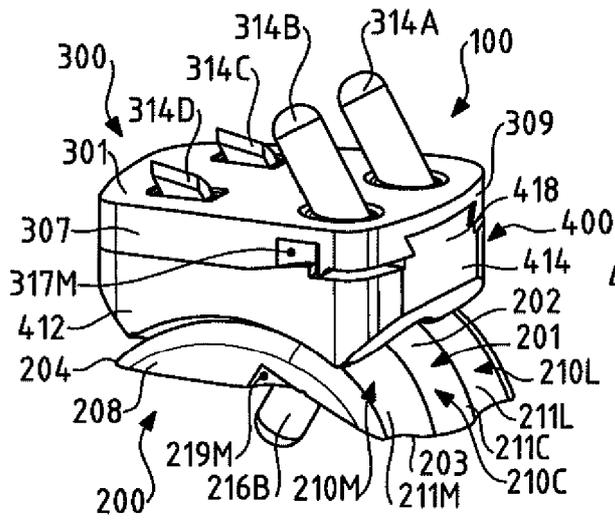


FIG. 1

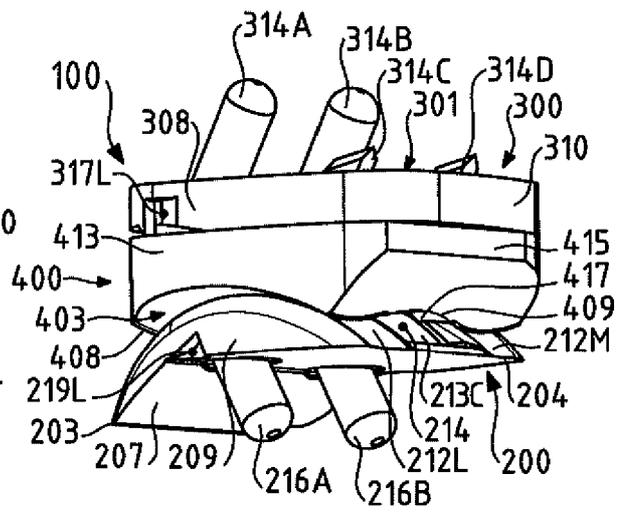


FIG. 2

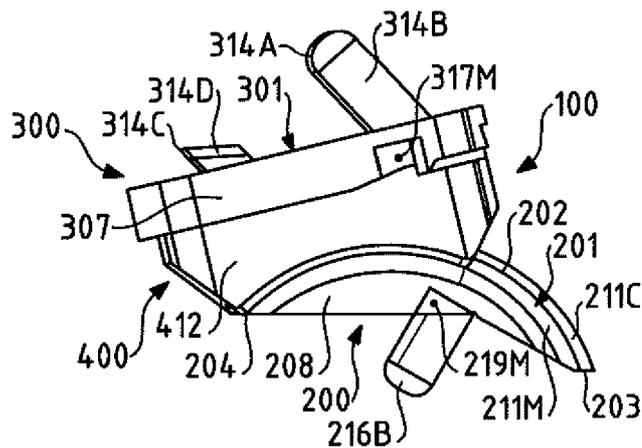


FIG. 3

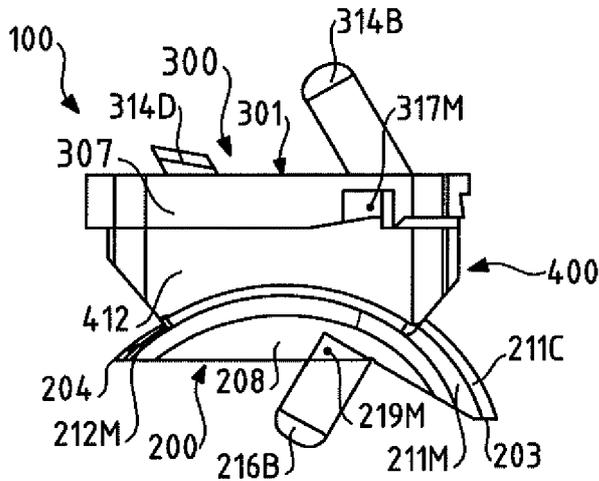


FIG. 4

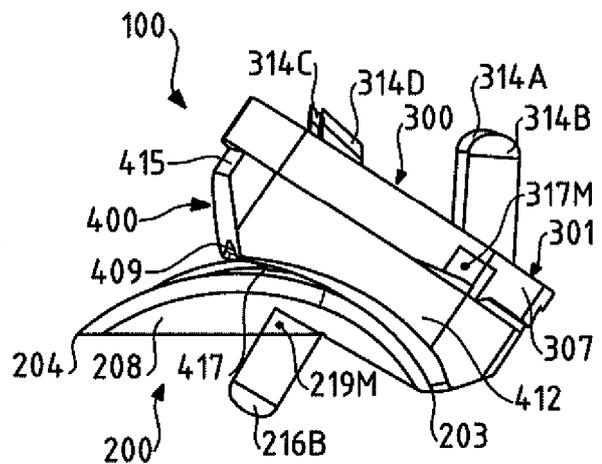


FIG. 5

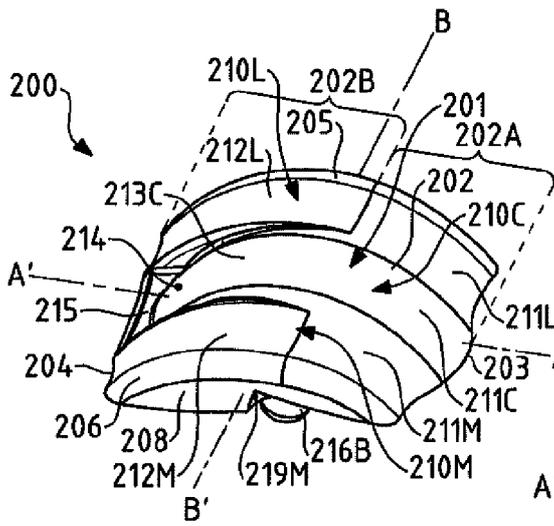


FIG. 6

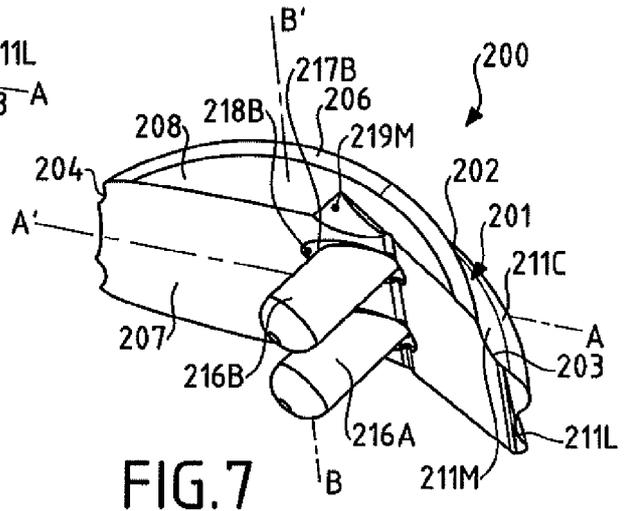


FIG. 7

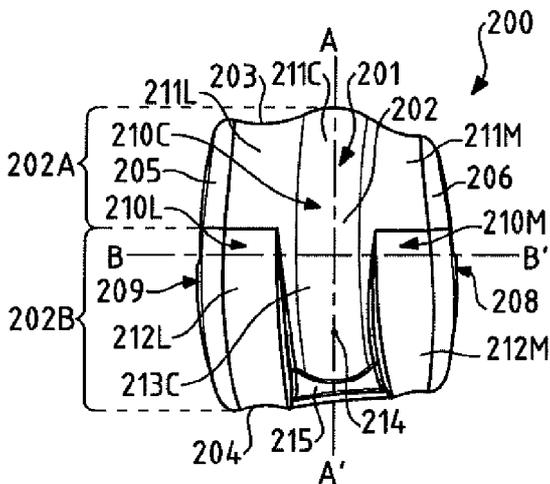


FIG. 8

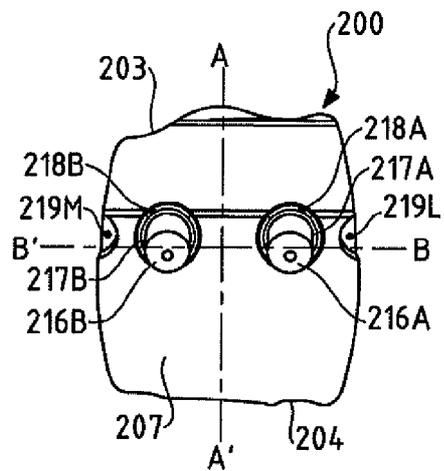


FIG. 9

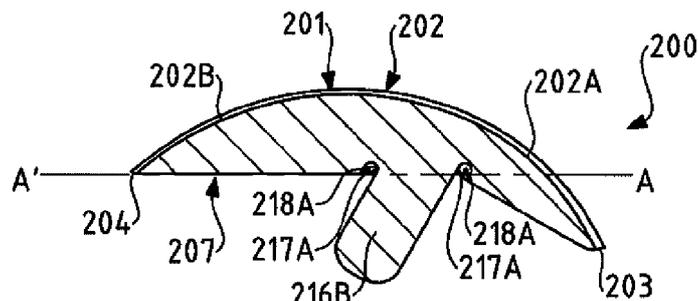


FIG. 10

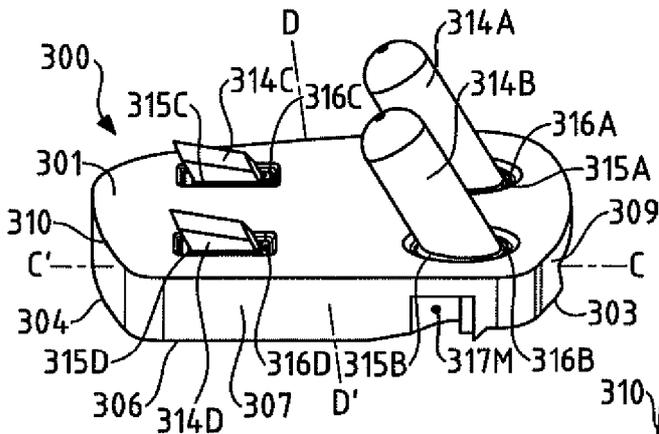


FIG. 11

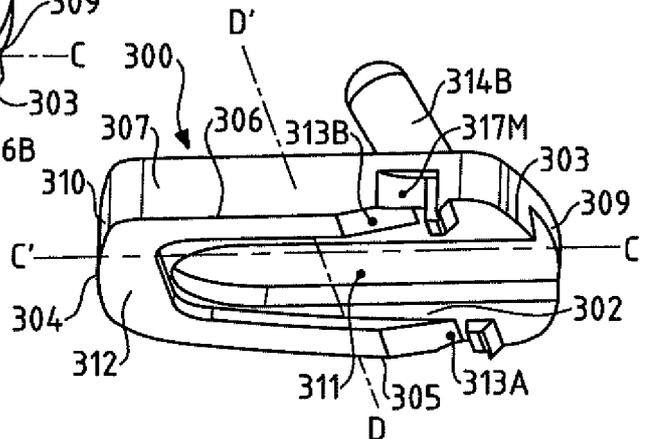


FIG. 12

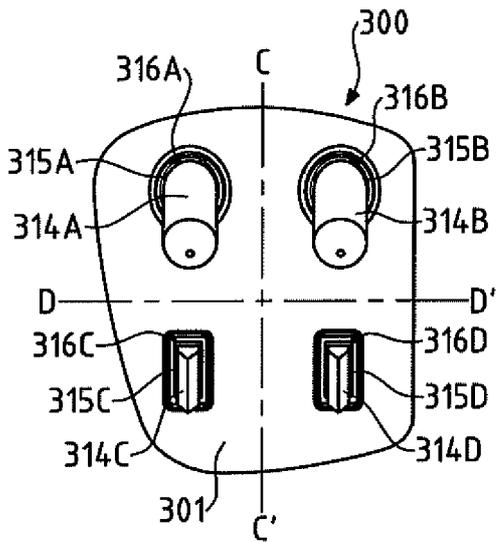


FIG. 13

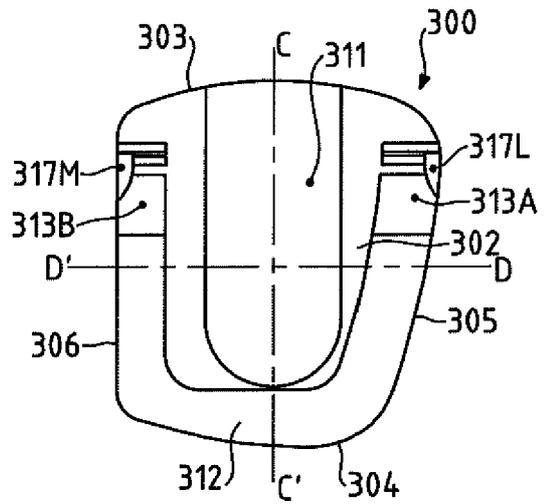


FIG. 14

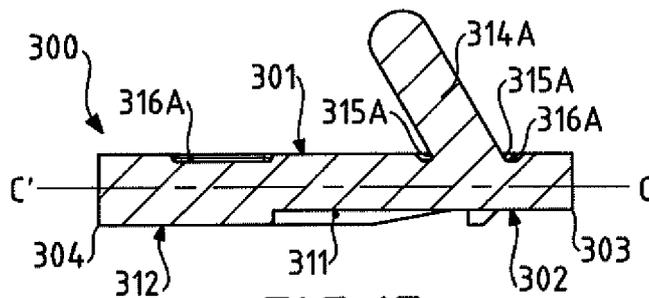


FIG. 15

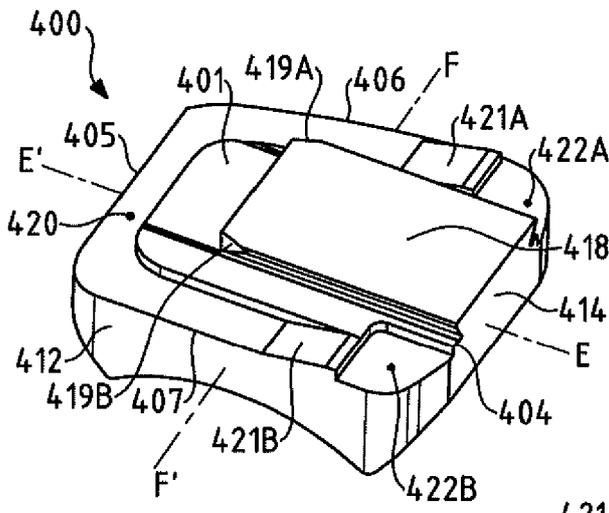


FIG. 16

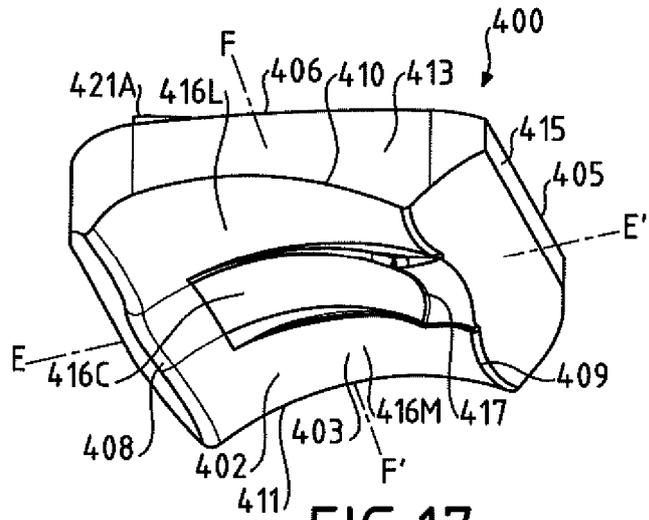


FIG. 17

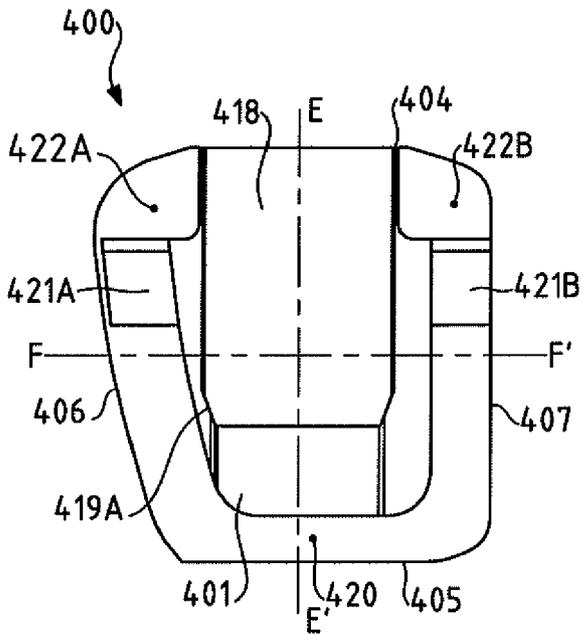


FIG. 18

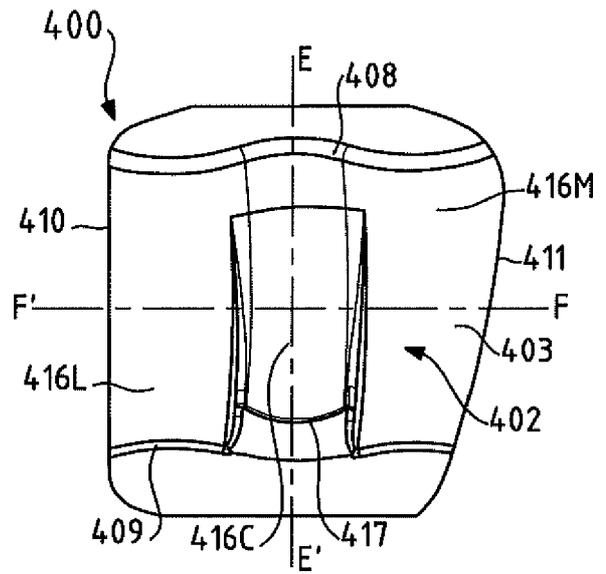


FIG. 19