

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **3 029 235**

51 Int. Cl.:

A61F 2/32

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **11.12.2015** **PCT/EP2015/079419**

87 Fecha y número de publicación internacional: **14.07.2016** **WO16110372**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.12.2015** **E 15808221 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **26.03.2025** **EP 3242633**

54 Título: **Prótesis de doble movilidad**

30 Prioridad:

07.01.2015 DE 202015100029 U

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
23.06.2025

73 Titular/es:

WALDEMAR LINK GMBH & CO. KG (100.00%)
Barkhausenweg 10
22339 Hamburg, DE

72 Inventor/es:

LINK, HELMUT D.;
JENDRO, GÜNTHER y
GRADL, GEORG

74 Agente/Representante:

DEL VALLE VALIENTE, Sonia

ES 3 029 235 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 doble movilidad

5 **Campo de la invención**

La presente invención se refiere a un reemplazo articular con dos articulaciones parciales y una ayuda de inserción para este reemplazo articular.

10 **Estado de la técnica**

Reemplazar una articulación natural lesionada o desgastada por una articulación artificial es un procedimiento habitual. En la actualidad existen reemplazos articulares artificiales para una variedad de articulaciones naturales tales como la articulación de la cadera, la articulación del hombro, la articulación del codo, la articulación del tobillo, la articulación de los dedos o la articulación de la rodilla. Un reemplazo articular completo o total consiste en al menos dos componentes que se fijan a los huesos opuestos. En consecuencia, tales endoprótesis completas de cadera tienen un receptáculo que se implanta en el acetábulo del paciente y una cabeza articular en un vástago protésico para su anclaje en el fémur.

Generalmente, las articulaciones artificiales no están diseñadas simplemente para imitar las articulaciones naturales en términos de sus dimensiones y su estructura. Por ejemplo, en las articulaciones artificiales de la cadera, las cabezas articulares frecuentemente tienen un diámetro mucho menor en comparación con la cabeza articular natural. Las razones de esto son la reducción de la abrasión o el uso de cerámica como material protésico. Cuando se utiliza cerámica, los cabezales más pequeños tienen la ventaja de reducir el riesgo de fallo debido a errores de fabricación debido a su menor volumen. Además, las cabezas articulares con un diámetro menor causan menos desgaste debido a un menor movimiento en el espacio articular. Por el contrario, las cabezas articulares con un diámetro mayor tienen la ventaja de que poseen una mayor estabilidad, un menor riesgo de dislocación y ofrecen al paciente una mayor amplitud de movimiento.

Las prótesis con hipermovilidad articular intentan implementar estas ventajas resultantes del mayor diámetro de la cabeza articular en una prótesis con una cabeza articular pequeña. Tales endoprótesis de cadera usualmente comprenden tres componentes que se pueden mover uno con respecto al otro. En comparación con las prótesis estándar mencionadas anteriormente, hay un inserto articular entre el acetábulo y la cabeza del fémur, que se puede mover con respecto al acetábulo y la cabeza del fémur. Por consiguiente, tal endoprótesis de cadera combina en principio una prótesis articular de diámetro grande y una prótesis articular de diámetro pequeño, denominada a partir de ahora en la presente memoria la primera o articulación parcial grande y la segunda o articulación parcial pequeña.

La articulación grande está formada por la superficie cóncava del acetábulo y la superficie convexa del inserto articular, mientras que la articulación pequeña está formada por la superficie cóncava del inserto articular y la superficie convexa de la cabeza del fémur, que usualmente está conectada a un vástago protésico anclado en un fémur.

Esta estructura multiarticular significa que la amplitud de movimiento se divide entre la articulación grande y la articulación pequeña. La articulación pequeña realiza principalmente movimientos que requieren solo una amplitud de movimiento pequeña, tal como caminar normalmente. Sin embargo, una vez que la articulación pequeña alcanza su máxima desviación, la articulación grande también se desviará después a más tardar, utilizando por tanto la amplitud de movimiento posible de toda la endoprótesis de la articulación de la cadera.

Con tal secuencia de movimiento, se minimiza por lo tanto la amplitud de movimiento de la articulación grande, mientras que se mantienen las ventajas de una gran amplitud de movimiento y un inferior riesgo de dislocación. Por otro lado, una gran parte del movimiento articular tiene lugar entre las superficies de rodadura de la articulación pequeña, lo que contribuye a un bajo desgaste general de la endoprótesis de cadera.

Sin embargo, para garantizar que las endoprótesis de cadera construidas de esta manera se mantengan unidas, una de las conexiones articuladas está diseñada como una articulación esférica. Tal articulación esférica se distingue porque la superficie articular convexa de la cabeza articular está encerrada más allá de su ecuador por la superficie articular cóncava de la cavidad articular, de modo que se evita que estos componentes se desprendan. Sin embargo, tal articulación esférica se debería poder ensamblar durante la operación, puesto que una articulación ya ensamblada dificulta la implantación e incluso podría causar daños al martillar la articulación.

Para insertar una cabeza articular en la cavidad articular opuesta de modo que la superficie articular convexa entre en contacto con la superficie articular cóncava, la cabeza se puede diseñar para que encaje en el inserto articular. Para lograrlo, sin embargo, se requiere una cierta cantidad de fuerza para deformar la cabeza articular o la abertura de la cavidad hasta tal punto que la cabeza se asiente en la cavidad.

Otra posibilidad para ensamblar tal articulación se propone en la solicitud de patente US-2010/0234963 A1, en la que la abertura de la superficie cóncava de la cavidad está diseñada de tal manera que la cabeza del fémur solo se puede

guiar a través de ella girando 90°. Una vez insertada, la cabeza del fémur se puede girar hacia atrás para que la cavidad y la cabeza estén alineadas entre sí. Sin embargo, en un sistema de articulación diseñado de tal manera, el reborde de la cabeza del fémur se ubica inevitablemente por debajo de la abertura acetabular en estado insertado. Por lo tanto, tal disposición tiene la desventaja de que da como resultado una restricción inducida geométricamente de la amplitud de movimiento, ya que el vástago del implante conectado a la cabeza del fémur entra antes en contacto con el reborde de la abertura acetabular.

Sin embargo, la enseñanza de este documento no aborda el riesgo de dislocación relacionado con la edad. En pacientes de edad avanzada, el riesgo de dislocación aumenta además del estiramiento y el daño a su tejido causado por la cirugía, ya que usualmente ya está debilitado. Este es el caso, en particular, si la implantación de un reemplazo articular estuvo precedida de un largo período de movilidad restringida debido al desgaste de la articulación. Aunque esta situación se puede mejorar preoperatoriamente mediante fisioterapia, es deseable disponer de opciones de tratamiento adicionales para tales pacientes que puedan complementar las limitadas opciones disponibles a través de estas medidas de fisioterapia.

Por el documento WO 02/00141 A1, se conoce una prótesis articular que comprende al menos un elemento fijo que está destinado a conectarse firmemente a un órgano del cuerpo humano, en particular un hueso, al menos un elemento móvil que se puede mover con respecto al elemento fijo y al menos un elemento intermedio que permite que el elemento móvil se articule con respecto al elemento fijo. El elemento intermedio se recibe en un volumen interno del elemento fijo, teniendo dicho elemento intermedio al menos un grado de libertad de rotación con respecto a dicho elemento fijo, mientras que el elemento móvil se recibe al menos parcialmente en un volumen interno del elemento intermedio y tiene al menos un grado de libertad de rotación con respecto a dicho elemento intermedio. Se proporcionan medios que permiten la conexión traslacional del elemento móvil con respecto al elemento intermedio.

La patente US 2014/128988 expone cabezas del fémur protésicas, insertos móviles y componentes acetabulares que pueden reducir el deterioro de los tejidos blandos, disminuir el desgaste del implante y/o reducir el par de fricción. Se proporcionan conexiones modulares que pueden minimizar la aparición de desprendimientos y micromovimientos que pueden producirse en las conexiones modulares de los implantes ortopédicos.

Resumen de la invención

El objeto de la presente invención era, por lo tanto, proporcionar un inserto y un sistema de articulación que impidiera la dislocación incluso en pacientes con una constitución deteriorada. Un objetivo adicional era permitir un ensamblaje intraoperatorio sencillo sin limitar la funcionalidad de la endoprótesis de la articulación. La carga sobre los componentes de articulación se debe mantener lo más baja posible.

Este objetivo se logra mediante la combinación de características definidas en las reivindicaciones independientes. Las reivindicaciones dependientes asociadas describen las realizaciones preferidas de la presente invención.

Para alcanzar este objetivo, la presente invención proporciona un reemplazo articular de acuerdo con la reivindicación 1.

Los dispositivos de fijación de la cavidad articular y del inserto articular permiten minimizar o incluso eliminar el riesgo de dislocación, en particular en pacientes con tejido debilitado. Esto significa que ahora los pacientes que antes tenían dificultades o les era imposible someterse a un reemplazo articular debido al estado del tejido también pueden recibirlo. La libertad de movimiento recuperada de esta manera significa una mejora significativa en la calidad de vida de estos pacientes.

En una realización particularmente preferida de la presente invención, una región de la superficie articular cóncava de la cavidad articular y/o del inserto articular evita la dislocación de la respectiva articulación parcial al formar la respectiva articulación como una articulación esférica.

Los dispositivos de fijación del reemplazo articular de acuerdo con la invención están diseñados de tal manera que las articulaciones parciales permanecen en el estado montado incluso sin fuerza externa, sin que de esta manera se restrinja su libertad de movimiento.

La cohesión de los componentes de articulación se garantiza por el hecho de que la abertura de inserción de la parte de articulación receptora es menor que la dimensión exterior de la parte de articulación que se va a insertar. En otras palabras, la abertura de inserción de la superficie articular cóncava está diseñada de manera que sea menor que la mayor distancia entre dos puntos en la superficie convexa del inserto, al menos si se trata de una articulación de rótula. Por consiguiente, la región que evita la dislocación está ubicada en el borde periférico de la superficie articular cóncava. Presuponiendo una forma esférica de la articulación, la región forma por tanto la parte de la superficie articular que se extiende más allá de su ecuador.

En una realización preferida adicional, el diámetro de abertura de la superficie articular cóncava es del 1 % al 6 %, preferiblemente del 2 % al 5 %, lo más preferiblemente del 3,5 % al 5 % menor que el diámetro de la articulación.

Esto puede prevenir o evitar eficazmente la dislocación de la articulación implantada en el paciente. En particular, en los valores inferiores de estos intervalos, es posible ensamblar las piezas articulares presionando la parte de articulación macho contra la parte de articulación hembra. Sin embargo, al menos una de las piezas articulares debe, si es posible, estar hecha de un polímero, especialmente UHMWPE. La presión se puede hacer antes de implantar el reemplazo articular para evitar dañar el tejido del paciente.

En una realización particularmente preferida, el dispositivo de fijación de al menos una de las articulaciones parciales tiene dos elementos de fijación preferiblemente liberables que cooperan para evitar la dislocación de la articulación parcial.

A diferencia del ensamblaje de la articulación por presión descrito anteriormente, el ensamblaje de la articulación también se puede llevar a cabo durante la implantación utilizando los elementos de fijación. En otras palabras, en el reemplazo articular de acuerdo con la invención, preferiblemente solo una de las articulaciones parciales está diseñada como una articulación esférica que se ensambla presionando los dos componentes de articulación. Sin embargo, en esta realización, al menos la otra articulación parcial se debería poder montar con la ayuda de elementos de fijación liberables, particularmente si está diseñada como una articulación esférica. Esto permite conectar la región mencionada anteriormente de la superficie articular cóncava, que forma la articulación como una articulación esférica, a la superficie articular cóncava solo después de que se haya insertado la pieza articular convexa.

El hecho de que al menos una de las articulaciones parciales esté diseñada con un dispositivo de fijación que tenga elementos de fijación liberables también tiene ventajas en caso de una reversión, ya que esto simplifica la retirada de los componentes de articulación que se van a reemplazar.

En una realización particularmente preferida adicional, los dos elementos de fijación cooperan por medio de una conexión atornillada, de bloqueo y/o a presión preferiblemente liberable.

El dispositivo de fijación diseñado de esta manera es fácil de instalar y también se puede diseñar para que se pueda retirar.

Por ejemplo, el dispositivo de fijación se puede diseñar en forma de una conexión atornillada, ya que es fácil de instalar y también de retirar. Para evitar la liberación involuntaria del dispositivo de fijación de esta realización, se asegura preferiblemente mediante un ajuste de forma o una conexión por fricción con un elemento de bloqueo.

En otra realización adicional de la presente invención, un elemento de fijación está formado por un receso preferiblemente periférico para recibir un anillo de fijación en la superficie articular cóncava de la cavidad articular y/o del inserto articular.

En esta realización, se puede evitar cualquier tensión en el tejido debido al uso de un anillo de fijación durante el ensamblaje. Algo similar también se puede aplicar a una conexión a presión que se asegura con un anillo de fijación.

Como anillo de fijación se usa preferiblemente una tira alargada de un material flexible, que se forma previamente más preferiblemente como un anillo en forma de C. La tira se puede insertar longitudinalmente en el receso a través de una abertura de acceso o receso que se extiende desde el reborde de la superficie articular cóncava hasta el receso periférico.

En otra realización adicional de acuerdo con la invención, un elemento de fijación está formado por al menos un receso en la cavidad articular y/o en el inserto articular, que actúa como una conexión de bayoneta con una proyección de un elemento de fijación adicional.

Como ya se describió anteriormente junto con la rosca, este dispositivo de bloqueo también es fácil de instalar y liberar. La ventaja de esta realización es que, con un bloqueo de bayoneta, el bloqueo de los elementos de fijación se logra ejerciendo tanto una fuerza como un momento, lo que de esta manera permite reducir la carga sobre el tejido en comparación con, por ejemplo, un momento puro para ensamblar la unión.

La ayuda de inserción se puede usar, por supuesto, para la primera y/o la segunda articulación parcial, es decir, también o alternativamente entre el inserto articular y la superficie convexa de la cabeza articular.

La ayuda de inserción tiene la ventaja de que la fuerza de inserción se reduce o incluso se evita, en particular cuando una articulación parcial se diseña como una articulación esférica que se debe ensamblar sin una ayuda de inserción solo presionando las partes de articulación antes de la implantación. Al mismo tiempo, se evita la dislocación de la articulación dentro de la región de la posible amplitud de movimiento de la articulación implantada. Por consiguiente, con la ayuda de una ayuda de inserción, se puede ensamblar una articulación parcial durante la operación, que de cualquier otra manera solo se podría ensamblar antes de la implantación. Esto puede eliminar el riesgo de dislocación debido al estrés que surge a diario.

La deformación necesaria para ensamblar la articulación parcial se reduce o evita por el hecho de que el receso, con su forma preferiblemente alargada, reduce parcialmente el diámetro de la superficie articular convexa. Gracias a la ayuda de inserción, la fuerza requerida al insertar en la superficie articular cóncava de la articulación esférica, si la hubiera, es tan baja que se reduce la tensión sobre el tejido del paciente, en particular durante la operación, y se evita el daño a los componentes de articulación.

El receso alargado de la ayuda de inserción dispuesto en la superficie deslizante permite una inserción más sencilla de la superficie articular convexa en la superficie articular cóncava de la respectiva articulación parcial. Dependiendo de las dimensiones del receso, esta inserción se puede realizar sin deformación alguna o con una deformación que solo provoque tensiones que no dañen los materiales de la cavidad articular o del inserto. Por consiguiente, con este inserto, es posible lograr un grado de superposición de la articulación esférica que sea superior al que se puede lograr mediante la inserción con una conexión a presión. Además, durante la inserción, el receso evita un deslizamiento incontrolado durante la instalación, como puede ocurrir con una conexión a presión, por ejemplo.

La forma alargada de la ayuda de inserción en la superficie articular convexa tiene, en particular, la ventaja de que la ayuda de inserción se puede adaptar al contorno del borde de abertura de la superficie articular cóncava. De esta manera, también se garantiza que la ayuda a la inserción, debido a su tamaño mínimo, tenga la menor influencia posible en la geometría de la superficie convexa del inserto.

Para insertar el componente de la articulación convexa utilizando la ayuda de inserción, las dos piezas articulares se inclinan una con respecto a la otra. Por lo tanto, para provocar una dislocación, la articulación por consiguiente tendría que dislocarse en la misma medida que durante la inserción. Al colocar la ayuda de inserción en un plano de simetría de la superficie articular convexa, independientemente de la orientación de la articulación después de la implantación, la articulación parcial tendría que desviarse casi 90° para provocar una dislocación. Tal desviación, en particular en la articulación de la cadera, usualmente no se alcanza fisiológicamente o debido al cuello de la prótesis.

Es posible una protección aún mayor contra la dislocación si se tiene en cuenta la orientación de la ayuda de inserción en el estado implantado. En otras palabras, la ayuda de inserción se coloca en la superficie articular convexa de la articulación parcial de tal manera que no se puede alcanzar mediante la amplitud de movimiento fisiológica después de la implantación. Por ejemplo, en el caso de una articulación de cadera, es ventajoso colocar la ayuda de inserción detrás de la región de máxima aducción.

Aunque la ayuda de inserción es particularmente ventajosa para una articulación con hipermovilidad a fin de evitar la dislocación, las ventajas mencionadas anteriormente también se pueden alcanzar con una simple articulación esférica utilizando las características adecuadas.

Breve descripción de las figuras

Con la ayuda de las siguientes figuras y descripción, se describen en detalle realizaciones ilustrativas para una mejor comprensión de la presente invención. Para ello, las características visibles en las figuras se han marcado con signos de referencia. Se han utilizado los mismos signos de referencia para diferentes realizaciones ilustrativas, siempre y cuando las características de estas realizaciones ilustrativas sean las mismas o tengan el mismo efecto.

La Figura 1 muestra un reemplazo articular ensamblado de acuerdo con la invención, que tiene dos articulaciones parciales.

La Figura 2 muestra un inserto articular de acuerdo con la invención diseñado como una articulación esférica durante la inserción de una cabeza articular montada en un eje protésico.

Las Figuras 3a y 3b muestran un inserto de acuerdo con la invención que tiene una ayuda de inserción en su superficie articular convexa.

Las Figuras 4a y 4b muestran una cavidad articular implantable de acuerdo con la invención.

Las Figuras 5a y 5b muestran la inserción de un inserto articular de acuerdo con la invención por medio de una ayuda de inserción alargada.

Descripción detallada de realizaciones preferidas

La Figura 1 muestra el estado ensamblado de una endoprótesis de cadera con hipermovilidad que también es conocida como prótesis de doble movilidad. Como ya se describió anteriormente, tales prótesis del estado de la técnica permiten la amplitud de movimiento de una prótesis de cabeza grande a pesar de tener una cabeza del fémur 3 pequeña. El implante mostrado en la Figura 1 en la posición de abducción combina las ventajas de un menor desgaste de una cabeza del fémur más pequeña con la mayor amplitud de movimiento de una prótesis de cabeza grande al construirse utilizando dos articulaciones parciales.

La primera articulación parcial se ubica entre el acetábulo 1 implantado en el hueso coxal y un inserto 2 articular. La segunda articulación parcial se forma entre el inserto 2 articular y la cabeza del fémur 3. Como se puede ver en la desviación del implante con un ángulo de abducción máximo en la Figura 1, la amplitud de movimiento aumenta por el hecho de que el vástago protésico 4 ubicado debajo de la cabeza del fémur 3 choca contra el reborde del inserto 2 articular, pero este se desvía por la movilidad de la primera articulación parcial, de modo que la amplitud de movimiento aumenta hasta que el vástago protésico 4 choca con el reborde interior del acetábulo 3.

En el implante mostrado en la Figura 1, la primera articulación parcial entre el acetábulo 1 y el inserto 2 articular tiene componentes de articulación de una articulación de rótula que se desprenden si no se mantienen unidos mediante fuerzas externas. Por el contrario, la segunda articulación parcial entre el inserto 2 articular y la cabeza del fémur 3 es una articulación esférica. En esta articulación, el inserto 2 articular encierra la cabeza del fémur 3 más allá de su ecuador y, por lo tanto, está montado sobre la misma de tal manera que los dos componentes articulares de la segunda articulación parcial no se desprendan incluso sin una fuerza estabilizadora externa.

La Figura 2 muestra una endoprótesis de cadera de acuerdo con la invención durante la inserción de la cabeza del fémur 30 en el inserto 20 articular. La cabeza articular 30 conectada al vástago 40 protésico se inserta en la superficie articular cóncava 21 del inserto 20 articular utilizando una herramienta 50 de prensado. Un dispositivo de bloqueo 13 articular garantiza, cuando la cabeza articular 30 se presiona sobre el borde periférico 23 de la superficie cóncava 21 del inserto 20 articular, que el inserto 20 articular no pueda girar con respecto a la cavidad 10 articular durante el uso de la herramienta 50. Para ello, el dispositivo de bloqueo 13 articular se asegura, como se describe a continuación, mediante un elemento de conexión 14 al reborde 15 de la cavidad 10 articular, que se ubica entre la superficie exterior 17 de la cavidad 10 articular y la superficie interior cóncava 11 de la cavidad articular o las conecta. Fijada por tanto, una porción del dispositivo de bloqueo articular se extiende sobre el reborde del inserto 20 articular, que está ubicado entre el borde periférico 23 de la superficie articular cóncava 21 y el borde periférico 24 de la superficie articular convexa 22. De forma ventajosa, la porción del dispositivo de bloqueo 13 articular se extiende sobre más de 180° del reborde anular del inserto 20 articular para evitar que el inserto articular gire en todas las direcciones.

Por supuesto, también es posible proporcionar tal dispositivo de bloqueo 13 articular para la cabeza articular 30 para facilitar la inserción de la cabeza articular 30 en la superficie articular cóncava 21 del inserto 20 articular.

Si el ensamblaje de una o ambas articulaciones parciales se lleva a cabo después de la implantación de la cavidad articular, el dispositivo de bloqueo 13 articular también se puede diseñar de modo que la herramienta 50 de prensado lo utilice como soporte. En tal diseño, la herramienta de prensado se apoya en el dispositivo de bloqueo 13 de modo que, en el mejor de los casos, no se ejerza ninguna fuerza sobre el tejido óseo circundante.

Además, se puede ver en la Figura 2 que el reborde del inserto 20 articular en su posición neutra, es decir, el eje de rotación de simetría del inserto 20 articular y la cavidad 10 articular se encuentran uno encima del otro, está alineado con el reborde 15 de la cavidad 20 articular. También es posible permitir que el reborde periférico del inserto 20 articular sobresalga con respecto al reborde 15 de la cavidad 20 articular en la posición neutra o inicial. Esto permite aumentar la frecuencia de movimiento entre la cavidad 10 y el inserto 20 articular con la misma amplitud de movimiento. En otras palabras, si la cabeza articular 30 se desvía, el vástago 40 protésico entrará en contacto con el reborde periférico del inserto 20 articular antes y, por tanto, se producirá antes un movimiento relativo impuesto entre el inserto 20 y la cavidad 10 articular. Como esto puede resultar en un aumento de la abrasión, como se ha descrito anteriormente, se prefiere la realización mostrada en la Figura 2.

Las Figuras 3a y 3b muestran un inserto 20 articular de acuerdo con la invención. Como se puede ver en la Figura 3b, la superficie articular cóncava 21 del inserto 20 articular está diseñada como una articulación esférica. Lo mismo se aplica a la superficie articular cóncava 11 in en la vista seccional de la cavidad 10 articular mostrada en la Figura 4b. Por consiguiente, el receptáculo cóncavo en ambas articulaciones parciales tiene una abertura de inserción que es menor que la superficie articular convexa que se va a acomodar en la misma, de modo que el ensamblaje de las articulaciones parciales requiere fuerza y/o una ayuda de inserción 27.

Dado que en la realización ilustrativa mostrada en las Figuras 3 y 4 ambas articulaciones parciales son esféricas, el radio R_{E1} de la superficie articular cóncava 21 es mayor que el radio de la abertura del receptáculo formado por la superficie articular cóncava 21, o el diámetro D_{P1} de la superficie articular cóncava 11 de la cavidad 10 articular es mayor que el diámetro D_{P0} de la abertura de la cavidad articular.

El inserto 20 articular de las Figuras 3a y 3b no solo está diseñado como una articulación esférica en la región de la superficie articular cóncava 21, sino que también tiene un dispositivo de fijación adicional en forma de un receso 26 en la región 25 que se extiende más allá del ecuador hacia la abertura de la superficie articular cóncava 21. Está destinado a la inserción de un anillo de fijación. Por consiguiente, en la realización ilustrativa mostrada, el inserto 20 articular en el lado de la segunda articulación parcial está diseñado con dos dispositivos de fijación que impiden la separación de la superficie articular convexa 32 de la cabeza articular 30 de la superficie articular cóncava 21 del inserto 20 articular. Sin embargo, es igualmente posible proporcionar solo uno de los dispositivos de fijación 25, 26 para evitar la dislocación de la respectiva articulación parcial.

Como anillo de fijación se utiliza preferiblemente una tira alargada fabricada de un material flexible. Preferiblemente, la tira alargada está preformada en forma de C. Para insertar el anillo de fijación en el receso 26 periférico, se empuja longitudinalmente hacia el receso 26 a través de una abertura de acceso o receso de acceso que va desde el reborde de una superficie articular cóncava 11, 21 hasta el receso 26. Si el anillo de fijación flexible en forma de C no está preformado, solo adquiere forma de C cuando se inserta en el receso 26 periférico. Alternativamente, también es posible utilizar un anillo a presión como anillo de fijación.

Además, el inserto 20 articular mostrado en las Figuras 3a y 3b tiene una ayuda de inserción 27 en forma de una ranura alargada en el lado de la primera articulación parcial, es decir, en la superficie convexa 22 del inserto 20 articular. Esta ranura 27 se extiende desde el borde periférico 24 de la superficie articular convexa 22 a través del polo 29 hasta el borde periférico 24. En la realización ilustrativa mostrada, los puntos de contacto de la ranura 27 con el borde periférico 24 se encuentran diametralmente opuestos entre sí, ya que la ayuda de inserción 27 está ubicada en un plano de simetría de la superficie articular convexa 22 esférica.

La cavidad 10 articular mostrada en las Figuras 4a y 4b, que forma el receptáculo para la primera articulación parcial, tiene una superficie articular cóncava 11 con forma de segmento esférico y una superficie exterior 17 destinada a la implantación en el tejido óseo de un paciente. La superficie exterior 17 puede anclarse en el tejido óseo usando diversas técnicas conocidas de la técnica anterior. Como ya se describió anteriormente, la cavidad 10 articular, así como el inserto 20 articular, tienen una región 12 que actúa como un dispositivo de fijación para evitar la dislocación de la primera articulación parcial, es decir, que el inserto 20 articular salte hacia fuera.

Además, se proporcionan medios de fijación 18 en la región del reborde que se forma entre la superficie exterior 17 y la superficie articular cóncava 11 de la cavidad 10 articular. En la presente realización ilustrativa, los medios de fijación 18 son un orificio roscado y dos orificios de bloqueo, mediante los cuales el dispositivo de bloqueo 13 articular de la Figura 2 se sujeta de forma liberable mediante un elemento de conexión 14. Como se puede ver en las Figuras 2 y 4, el orificio roscado 18 de la cavidad 10 articular está ubicado en la periferia de la región del reborde, desplazado 90° entre los dos orificios de bloqueo diametralmente opuestos.

A continuación se explica, con referencia a las Figuras 5a y 5b, cómo una ayuda de inserción 27 admite la inserción de un inserto 20 articular en una cavidad 10 articular. Sin embargo, lo siguiente así como lo anterior también se pueden aplicar fácilmente a la articulación parcial que está formada por la superficie articular cóncava 21 del inserto 20 articular y la superficie articular convexa 32 de la cabeza articular 30.

Las Figuras 5a y 5b muestran un inserto 20 articular de acuerdo con la invención durante la inserción en una cavidad 10 articular. En la presente realización ilustrativa, la cavidad 10 articular y el inserto 20 articular son componentes de una endoprótesis de cadera de doble movilidad. La cavidad 10 articular tiene una superficie articular cóncava 11 interior que coopera con la superficie articular convexa 22 del inserto 20 articular. La abertura de la superficie articular cóncava 11 de la cavidad 10 articular está delimitada por un borde periférico 16 y tiene un diámetro que es menor que el diámetro de la superficie articular cóncava 11 al nivel del ecuador de la cavidad 10 articular.

Como también se puede ver en las Figuras 5a y 5b, la superficie articular convexa 22 del inserto 20 tiene una ayuda de inserción 27 que está ubicada en un plano de simetría del inserto 20 o de la superficie articular convexa 22. La ayuda de inserción 27 mostrada está diseñada como un receso alargado que se extiende desde el borde periférico 24 en la dirección del polo 29 de la superficie articular convexa 22. El receso 27 alargado se encuentra en el plano de simetría de la superficie articular convexa 22 indicado por la línea auxiliar 28.

Debido a que la ayuda de inserción 27 se extiende hasta el borde periférico 24 de la superficie convexa 22, es posible promover el transporte de líquido sinovial entre la superficie convexa 22 del inserto 27 y la superficie cóncava 11 de la cavidad 10, así como la eliminación de posibles productos de desgaste entre estas superficies y, por tanto, aumentar la vida útil de la endoprótesis articular.

El receso alargado comienza en el borde periférico 24 de la superficie convexa 22 y se extiende en las Figuras 5a y 5b a lo largo de aproximadamente un tercio de la longitud de la línea auxiliar 28 entre el polo 29 y el borde 24. El receso alargado se extiende entre el 25 % y el 75 % de la longitud de la línea de conexión.

Se entiende que el receso alargado no tiene que estar necesariamente en contacto con el borde periférico 24 de la superficie convexa 22, sino que también se puede disponer con ambos extremos en la superficie convexa 22 del inserto 20 articular. Además, la ayuda de inserción 27 puede diseñarse en varias partes. Por tanto, es posible proporcionar una parte adicional de la ayuda de inserción 27 en el lado opuesto de la superficie articular 22 de forma simétrica a la ayuda de inserción 27 mostrada en la Figura 5a.

Cuanto más larga y ancha esté diseñada la ayuda de inserción 27, más sencillo será insertar el inserto 20 articular en una cavidad 10 articular diseñada como una articulación esférica. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que a medida que aumenta la longitud o la anchura, la superficie convexa del inserto se vuelve más irregular, lo que puede resultar en un aumento local de las tensiones.

- La forma del receso está diseñada preferiblemente para corresponder al contorno del borde de la superficie articular cóncava asociada que sirve como pieza articular de la articulación parcial. Cuando se coloca en la cavidad 10 articular, el receso de la ayuda de inserción 27, con su porción más profunda preferiblemente entra en contacto con el borde periférico 16 del receptáculo cóncavo de una pieza articular, en este caso, la cavidad 10 articular, al menos sobre una porción de su base de receso. Lo más preferiblemente, el receso 27 tiene un perfil en su dirección longitudinal con un radio que corresponde sustancialmente al radio R_{Pi} de la cavidad 10 articular en su borde periférico 16. La ayuda de inserción 27 preferiblemente se fusiona gradualmente con la superficie convexa del inserto al menos en uno de sus extremos en la dirección longitudinal.
- La sección transversal del receso alargado está diseñada para evitar la aparición de picos de tensión en la región de transición desde la ayuda de inserción 27 hasta la superficie articular 22. Por esta razón, la ayuda de inserción transiciona preferiblemente de manera fluida a la superficie articular convexa 22 del inserto 20 articular.
- En la realización mostrada, la ayuda de inserción 27 en forma de receso está dispuesta en la línea auxiliar 28 entre el reborde de la superficie articular convexa 22 y su polo 29. En otras palabras, el plano formado por el receso forma un ángulo de 0° con el plano atravesado por la línea auxiliar 28. Aunque esta es la realización preferida, es fácilmente posible elegir cualquier otro ángulo.
- En otras palabras, el ángulo entre la ayuda de inserción 27 y la línea auxiliar 28 puede estar entre 0° y 90° , pero preferiblemente de 0° a 45° e incluso más preferiblemente de 0° a 15° . Generalmente, se aplica el principio de que cuanto menor sea el ángulo entre la ayuda de inserción 27 y la línea auxiliar 28 imaginaria, menor será la probabilidad de que la ayuda de inserción 27 se alinee con el borde de abertura de la cavidad articular durante el movimiento inicial de la articulación, de modo que pueda producirse una dislocación.
- Alternativamente, es posible desplazar el plano atravesado por la ayuda de inserción 27 en paralelo al plano atravesado por la línea auxiliar 28 o al plano de simetría de la superficie articular convexa 22.
- Tal posicionamiento libre de la ayuda de inserción 27 en la superficie convexa 22 del inserto 20 permite la optimización con respecto a un ensamblaje sencillo del inserto 20 articular en una cavidad 10 articular o de una cabeza articular 30 en un inserto 20 articular. De esta manera, la tensión sobre el material de implante que aún se produce a pesar de la ayuda de inserción 27 puede tenerse en cuenta durante el ensamblaje de la articulación artificial. También es posible reducir la tensión de material sobre la cavidad 10 articular, el inserto 20 y/o la cabeza articular 30, dependiendo del sitio de implantación y de las tensiones resultantes. Por tanto, la ayuda de inserción 27 permite producir la cavidad 10 articular y, en particular, el inserto 20 articular o la cabeza articular 30 a partir de un material relativamente inelástico, tal como metal o cerámica.
- Dado que en la realización mostrada la ayuda de inserción 27 está dispuesta en la línea auxiliar 28, es decir, en un plano de simetría del inserto 20 articular y, por tanto, en un ángulo de 0° , la inserción del inserto 20 articular en la cavidad 10 articular tiene lugar inclinando los dos componentes aproximadamente 90° entre sí antes de la inserción. Si la ayuda de inserción 27 está dispuesta en un ángulo diferente, la cavidad 10 articular y el inserto 20 articular deben alinearse, en consecuencia, de manera diferente entre sí para su ensamblaje.
- Después de la alineación, la ayuda de inserción 27 se coloca en el borde periférico 26 de la superficie de articulación cóncava 11 de la cavidad, de modo que el borde periférico 16 esté dispuesto dentro del receso de la ayuda de inserción 27. De esta manera, el inserto 20 está ubicado en el plano de la abertura de la superficie articular cóncava 11 en una posición ligeramente desplazada con respecto al estado montado y, por tanto, encaja a través de la abertura formada por la superficie articular cóncava 11. Expresado de cualquier otra manera, el desplazamiento compensa el sobredimensionamiento del inserto 20 articular en relación con la abertura de la cavidad 10 articular.
- En otras palabras, el inserto 20 articular encaja en la superficie articular cóncava 11 de la cavidad 10 articular porque el diámetro del inserto 20 articular en el nivel del borde periférico 24 de la superficie convexa 22 del inserto 20 articular es menos de o igual al diámetro del borde periférico 16 de la superficie articular cóncava 11 debido a la profundidad de la ayuda de inserción 27.
- En la Figura 5b, el inserto 20 articular se muestra en una posición ligeramente inclinada después de una inserción correcta en la cavidad 10 articular. Además, se puede ver que el inserto 20 articular de esta realización ilustrativa tiene una superficie articular cóncava 21 que está prevista para recibir una cabeza articular 30 (véase la Figura 2).
- En cualquier caso, la presente invención proporciona una endoprótesis articular exenta de dislocaciones que, sin embargo, permite un ensamblaje sencillo durante un procedimiento quirúrgico.

Signos de referencia

	1	acetábulo (estado de la técnica)
5	2	inserto articular (estado de la técnica)
	3	cabeza articular (estado de la técnica)
	4	vástago articular (estado de la técnica)
10	10	cavidad articular
	11	superficie articular cóncava de la cavidad articular
15	12	dispositivo de fijación de la cavidad articular: proyección
	13	dispositivo de bloqueo articular
	14	elemento de conexión
20	15	reborde periférico de la cavidad articular
	16	borde periférico de la cavidad articular
25	17	superficie exterior de la cavidad articular
	18	medios de fijación
	20	inserto articular
30	21	superficie articular cóncava del inserto articular
	22	superficie articular convexa del inserto articular
35	23	borde periférico de la superficie articular cóncava del inserto articular
	24	borde periférico de la superficie articular convexa del inserto articular
	25	dispositivo de fijación del inserto articular: proyección
40	26	dispositivo de fijación del inserto articular: receso para el anillo de fijación
	27	ayuda de inserción: receso
45	28	línea auxiliar en la superficie articular convexa del inserto 20 articular, que discurre en su plano de simetría
	29	polo de la superficie articular convexa 22
	30	cabeza articular
50	32	superficie articular convexa de la cabeza articular
	40	vástago protésico
55	50	herramienta de prensado
	Aq	ecuador de una superficie articular convexa o cóncava
	R _{Pi}	radio interior de la cavidad articular
60	D _{Pi}	diámetro interior articular de la cavidad articular
	D _{Pi}	diámetro de abertura articular de la cavidad articular
65	R _{Ei}	radio interior del inserto articular

D_{Eo}	diámetro interior articular del inserto articular
D_{Ei}	diámetro de abertura articular del inserto articular

REIVINDICACIONES

1. Reemplazo articular que comprende una cavidad (10) articular que tiene una superficie articular cóncava (11), una cabeza articular (30) que tiene una superficie articular convexa que está delimitada por un borde periférico, y un inserto (20) articular que tiene una superficie articular cóncava (21) y una convexa (22), cada una de las cuales está limitada por un borde periférico (23, 24),
5
10
15
20
25
30
35
40
45
50
55
60
65
70
75
80
85
90
95
100
105
110
115
120
125
130
135
140
145
150
155
160
165
170
175
180
185
190
195
200
205
210
215
220
225
230
235
240
245
250
255
260
265
270
275
280
285
290
295
300
305
310
315
320
325
330
335
340
345
350
355
360
365
370
375
380
385
390
395
400
405
410
415
420
425
430
435
440
445
450
455
460
465
470
475
480
485
490
495
500
505
510
515
520
525
530
535
540
545
550
555
560
565
570
575
580
585
590
595
600
605
610
615
620
625
630
635
640
645
650
655
660
665
670
675
680
685
690
695
700
705
710
715
720
725
730
735
740
745
750
755
760
765
770
775
780
785
790
795
800
805
810
815
820
825
830
835
840
845
850
855
860
865
870
875
880
885
890
895
900
905
910
915
920
925
930
935
940
945
950
955
960
965
970
975
980
985
990
995
1000
1005
1010
1015
1020
1025
1030
1035
1040
1045
1050
1055
1060
1065
1070
1075
1080
1085
1090
1095
1100
1105
1110
1115
1120
1125
1130
1135
1140
1145
1150
1155
1160
1165
1170
1175
1180
1185
1190
1195
1200
1205
1210
1215
1220
1225
1230
1235
1240
1245
1250
1255
1260
1265
1270
1275
1280
1285
1290
1295
1300
1305
1310
1315
1320
1325
1330
1335
1340
1345
1350
1355
1360
1365
1370
1375
1380
1385
1390
1395
1400
1405
1410
1415
1420
1425
1430
1435
1440
1445
1450
1455
1460
1465
1470
1475
1480
1485
1490
1495
1500
1505
1510
1515
1520
1525
1530
1535
1540
1545
1550
1555
1560
1565
1570
1575
1580
1585
1590
1595
1600
1605
1610
1615
1620
1625
1630
1635
1640
1645
1650
1655
1660
1665
1670
1675
1680
1685
1690
1695
1700
1705
1710
1715
1720
1725
1730
1735
1740
1745
1750
1755
1760
1765
1770
1775
1780
1785
1790
1795
1800
1805
1810
1815
1820
1825
1830
1835
1840
1845
1850
1855
1860
1865
1870
1875
1880
1885
1890
1895
1900
1905
1910
1915
1920
1925
1930
1935
1940
1945
1950
1955
1960
1965
1970
1975
1980
1985
1990
1995
2000
2005
2010
2015
2020
2025
2030
2035
2040
2045
2050
2055
2060
2065
2070
2075
2080
2085
2090
2095
2100
2105
2110
2115
2120
2125
2130
2135
2140
2145
2150
2155
2160
2165
2170
2175
2180
2185
2190
2195
2200
2205
2210
2215
2220
2225
2230
2235
2240
2245
2250
2255
2260
2265
2270
2275
2280
2285
2290
2295
2300
2305
2310
2315
2320
2325
2330
2335
2340
2345
2350
2355
2360
2365
2370
2375
2380
2385
2390
2395
2400
2405
2410
2415
2420
2425
2430
2435
2440
2445
2450
2455
2460
2465
2470
2475
2480
2485
2490
2495
2500
2505
2510
2515
2520
2525
2530
2535
2540
2545
2550
2555
2560
2565
2570
2575
2580
2585
2590
2595
2600
2605
2610
2615
2620
2625
2630
2635
2640
2645
2650
2655
2660
2665
2670
2675
2680
2685
2690
2695
2700
2705
2710
2715
2720
2725
2730
2735
2740
2745
2750
2755
2760
2765
2770
2775
2780
2785
2790
2795
2800
2805
2810
2815
2820
2825
2830
2835
2840
2845
2850
2855
2860
2865
2870
2875
2880
2885
2890
2895
2900
2905
2910
2915
2920
2925
2930
2935
2940
2945
2950
2955
2960
2965
2970
2975
2980
2985
2990
2995
3000
3005
3010
3015
3020
3025
3030
3035
3040
3045
3050
3055
3060
3065
3070
3075
3080
3085
3090
3095
3100
3105
3110
3115
3120
3125
3130
3135
3140
3145
3150
3155
3160
3165
3170
3175
3180
3185
3190
3195
3200
3205
3210
3215
3220
3225
3230
3235
3240
3245
3250
3255
3260
3265
3270
3275
3280
3285
3290
3295
3300
3305
3310
3315
3320
3325
3330
3335
3340
3345
3350
3355
3360
3365
3370
3375
3380
3385
3390
3395
3400
3405
3410
3415
3420
3425
3430
3435
3440
3445
3450
3455
3460
3465
3470
3475
3480
3485
3490
3495
3500
3505
3510
3515
3520
3525
3530
3535
3540
3545
3550
3555
3560
3565
3570
3575
3580
3585
3590
3595
3600
3605
3610
3615
3620
3625
3630
3635
3640
3645
3650
3655
3660
3665
3670
3675
3680
3685
3690
3695
3700
3705
3710
3715
3720
3725
3730
3735
3740
3745
3750
3755
3760
3765
3770
3775
3780
3785
3790
3795
3800
3805
3810
3815
3820
3825
3830
3835
3840
3845
3850
3855
3860
3865
3870
3875
3880
3885
3890
3895
3900
3905
3910
3915
3920
3925
3930
3935
3940
3945
3950
3955
3960
3965
3970
3975
3980
3985
3990
3995
4000
4005
4010
4015
4020
4025
4030
4035
4040
4045
4050
4055
4060
4065
4070
4075
4080
4085
4090
4095
4100
4105
4110
4115
4120
4125
4130
4135
4140
4145
4150
4155
4160
4165
4170
4175
4180
4185
4190
4195
4200
4205
4210
4215
4220
4225
4230
4235
4240
4245
4250
4255
4260
4265
4270
4275
4280
4285
4290
4295
4300
4305
4310
4315
4320
4325
4330
4335
4340
4345
4350
4355
4360
4365
4370
4375
4380
4385
4390
4395
4400
4405
4410
4415
4420
4425
4430
4435
4440
4445
4450
4455
4460
4465
4470
4475
4480
4485
4490
4495
4500
4505
4510
4515
4520
4525
4530
4535
4540
4545
4550
4555
4560
4565
4570
4575
4580
4585
4590
4595
4600
4605
4610
4615
4620
4625
4630
4635
4640
4645
4650
4655
4660
4665
4670
4675
4680
4685
4690
4695
4700
4705
4710
4715
4720
4725
4730
4735
4740
4745
4750
4755
4760
4765
4770
4775
4780
4785
4790
4795
4800
4805
4810
4815
4820
4825
4830
4835
4840
4845
4850
4855
4860
4865
4870
4875
4880
4885
4890
4895
4900
4905
4910
4915
4920
4925
4930
4935
4940
4945
4950
4955
4960
4965
4970
4975
4980
4985
4990
4995
5000
5005
5010
5015
5020
5025
5030
5035
5040
5045
5050
5055
5060
5065
5070
5075
5080
5085
5090
5095
5100
5105
5110
5115
5120
5125
5130
5135
5140
5145
5150
5155
5160
5165
5170
5175
5180
5185
5190
5195
5200
5205
5210
5215
5220
5225
5230
5235
5240
5245
5250
5255
5260
5265
5270
5275
5280
5285
5290
5295
5300
5305
5310
5315
5320
5325
5330
5335
5340
5345
5350
5355
5360
5365
5370
5375
5380
5385
5390
5395
5400
5405
5410
5415
5420
5425
5430
5435
5440
5445
5450
5455
5460
5465
5470
5475
5480
5485
5490
5495
5500
5505
5510
5515
5520
5525
5530
5535
5540
5545
5550
5555
5560
5565
5570
5575
5580
5585
5590
5595
5600
5605
5610
5615
5620
5625
5630
5635
5640
5645
5650
5655
5660
5665
5670
5675
5680
5685
5690
5695
5700
5705
5710
5715
5720
5725
5730
5735
5740
5745
5750
5755
5760
5765
5770
5775
5780
5785
5790
5795
5800
5805
5810
5815
5820
5825
5830
5835
5840
5845
5850
5855
5860
5865
5870
5875
5880
5885
5890
5895
5900
5905
5910
5915
5920
5925
5930
5935
5940
5945
5950
5955
5960
5965
5970
5975
5980
5985
5990
5995
6000
6005
6010
6015
6020
6025
6030
6035
6040
6045
6050
6055
6060
6065
6070
6075
6080
6085
6090
6095
6100
6105
6110
6115
6120
6125
6130
6135
6140
6145
6150
6155
6160
6165
6170
6175
6180
6185
6190
6195
6200
6205
6210
6215
6220
6225
6230
6235
6240
6245
6250
6255
6260
6265
6270
6275
6280
6285
6290
6295
6300
6305
6310
6315
6320
6325
6330
6335
6340
6345
6350
6355
6360
6365
6370
6375
6380
6385
6390
6395
6400
6405
6410
6415
6420
6425
6430
6435
6440
6445
6450
6455
6460
6465
6470
6475
6480
6485
6490
6495
6500
6505
6510
6515
6520
6525
6530
6535
6540
6545
6550
6555
6560
6565
6570
6575
6580
6585
6590
6595
6600
6605
6610
6615
6620
6625
6630
6635
6640
6645
6650
6655
6660
6665
6670
6675
6680
6685
6690
6695
6700
6705
6710
6715
6720
6725
6730
6735
6740
6745
6750
6755
6760
6765
6770
6775
6780
6785
6790
6795
6800
6805
6810
6815
6820
6825
6830
6835
6840
6845
6850
6855
6860
6865
6870
6875
6880
6885
6890
6895
6900
6905
6910
6915
6920
6925
6930
6935
6940
6945
6950
6955
6960
6965
6970
6975
6980
6985
6990
6995
7000
7005
7010
7015
7020
7025
7030
7035
7040
7045
7050
7055
7060
7065
7070
7075
7080
7085
7090
7095
7100
7105
7110
7115
7120
7125
7130
7135
7140
7145
7150
7155
7160
7165
7170
7175
7180
7185
7190
7195
7200
7205
7210
7215
7220
7225
7230
7235
7240
7245
7250
7255
7260
7265
7270
7275
7280
7285
7290
7295
7300
7305
7310
7315
7320
7325
7330
7335
7340
7345
7350
7355
7360
7365
7370
7375
7380
7385
7390
7395
7400
7405
7410
7415
7420
7425
7430
7435
7440
7445
7450
7455
7460
7465
7470
7475
7480
7485
7490
7495
7500
7505
7510
7515
7520
7525
7530
7535
7540
7545
7550
7555
7560
7565
7570
7575
7580
7585
7590
7595
7600
7605
7610
7615
7620
7625
7630
7635
7640
7645
7650
7655
7660
7665
7670
7675
7680
7685
7690
7695
7700
7705
7710
7715
7720
7725
7730
7735
7740
7745
7750
7755
7760
7765
7770
7775
7780
7785
7790
7795
7800
7805
7810
7815
7820
7825
7830
7835
7840
7845
7850
7855
7860
7865
7870
7875
7880
7885
7890
7895
7900
7905
7910
7915
7920
7925
7930
7935
7940
7945
7950
7955
7960
7965
7970
7975
7980
7985
7990
7995
8000
8005
8010
8015
8020
8025
8030
8035
8040
8045
8050
8055
8060
8065
8070
8075
8080
8085
8090
8095
8100
8105
8110
8115
8120
8125
8130
8135
8140
8145
8150
8155
8160
8165
8170
8175
8180
8185
8190
8195
8200
8205
8210
8215
8220
8225
8230
8235
8240
8245
8250
8255
8260
8265
8270
8275
8280
8285
8290
8295
8300
8305
8310
8315
8320
8325
8330
8335
8340
8345
8350
8355
8360
8365
8370
8375
8380
8385
8390
8395
8400
8405
8410
8415
8420
8425
8430
8435
8440
8445
8450
8455
8460
8465
8470
8475
8480
8485
8490
8495
8500
8505
8510
8515
8520
8525
8530
8535
8540
8545
8550
8555
8560
8565
8570
8575
8580
8585
8590
8595
8600
8605
8610
8615
8620
8625
8630
8635
8640
8645
8650
8655
8660
8665
8670
8675
8680
8685
8690
8695
8700
8705
8710
8715
8720
8725
8730
8735
8740
8745
8750
8755
8760
8765
8770
8775
8780
8785
8790
8795
8800
8805
8810
8815
8820
8825
8830
8835
8840
8845
8850
8855
8860
8865
8870
8875
8880
8885
8890
8895
8900
8905
8910
8915
8920
8925
8930
8935
8940
8945
8950
8955
8960
8965
8970
8975
8980
8985
8990
8995
9000
9005
9010
9015
9020
9025
9030
9035
9040
9045
9050
9055
9060
9065
9070
9075
9080
9085
9090
9095
9100
9105
9110
9115
9120
9125
9130
9135
9140
9145
9150
9155
9160
9165
9170
9175
9180
9185
9190
9195
9200
9205
9210
9215
9220
9225
9230
9235
9240
9245
9250
9255
9260
9265
9270
9275
9280
9285
9290
9295
9300
9305
9310
9315
9320
9325
9330
9335
9340
9345
9350
9355
9360
9365
9370
9375
9380
9385
9390
9395
9400
9405
9410
9415
9420
9425
9430
9435
9440
9445
9450
9455
9460
9465
9470
9475
9480
9485
9490
9495
9500
9505
9510
9515
9520
9525
9530
9535
9540
9545
9550
9555
9560
9565
9570
9575
9580
9585
9590
9595
9600
9605
9610
9615
9620
9625
9630
9635
9640
9645
9650
9655
9660
9665
9670
9675
9680
9685
9690
9695
9700
9705
9710
9715
9720
9725
9730
9735
9740
9745
9750
9755
9760
9765
9770
9775
9780
9785
9790
9795
9800
9805
9810
9815
9820
9825
9830
9835
9840
9845
9850
9855
9860
9865
9870
9875
9880
9885
9890
9895
9900
9905
9910
9915
9920
9925
9930
9935
9940
9945
9950
9955
9960
9965
9970
9975
9980
9985
9990
9995
10000
10005
10010
10015
10020
10025
10030
10035
10040
10045
10050
10055
10060
10065
10070
10075
10080
10085
10090
10095
10100
10105
10110
10115
10120
10125
10130
10135
10140
10145
10150
10155
10160
10165
10170
10175
10180
10185
10190
10195
10200
10205
10210
10215
10220
10225
10230
10235
10240
10245
10250
10255

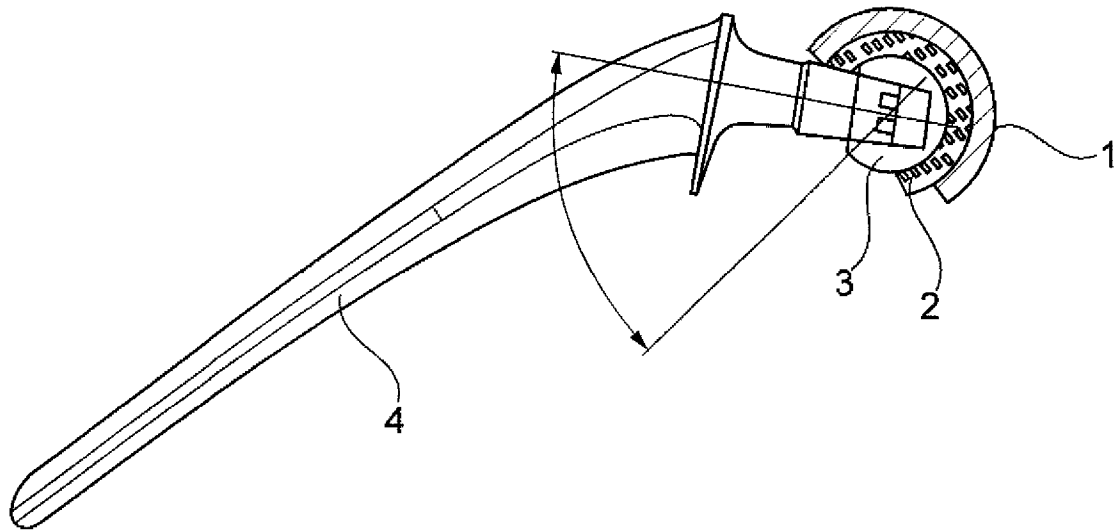


Figura 1

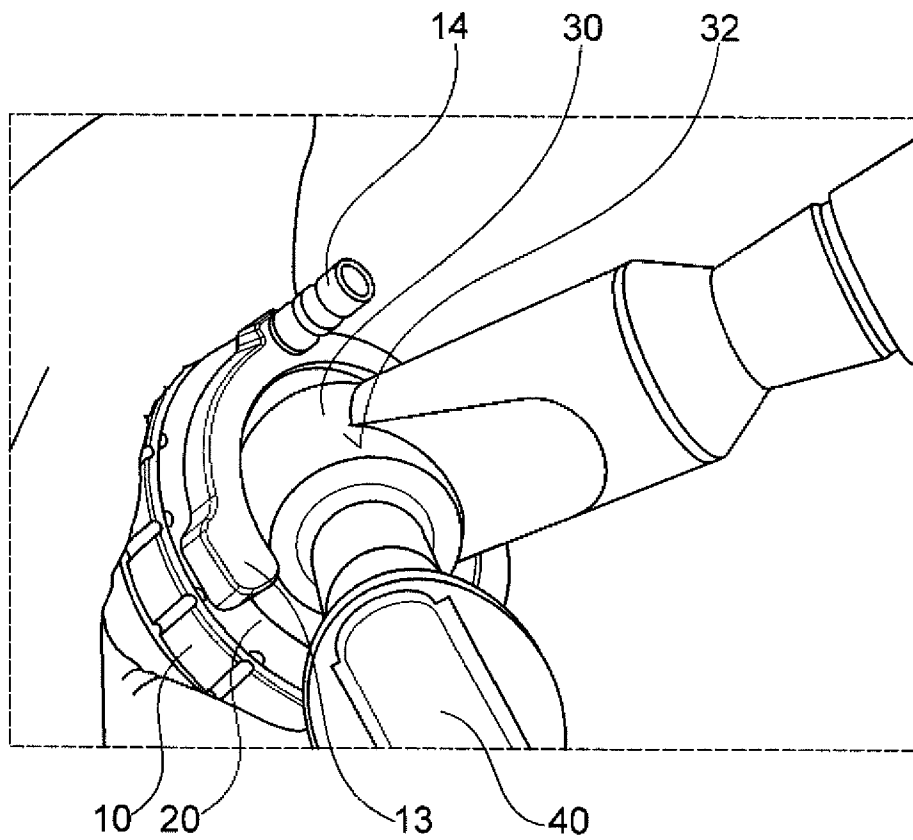


Figura 2

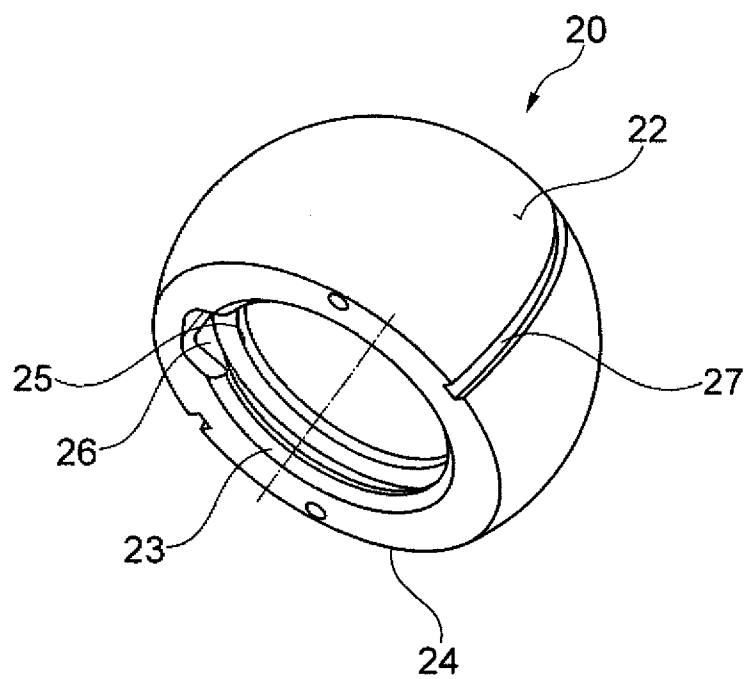


Figura 3a

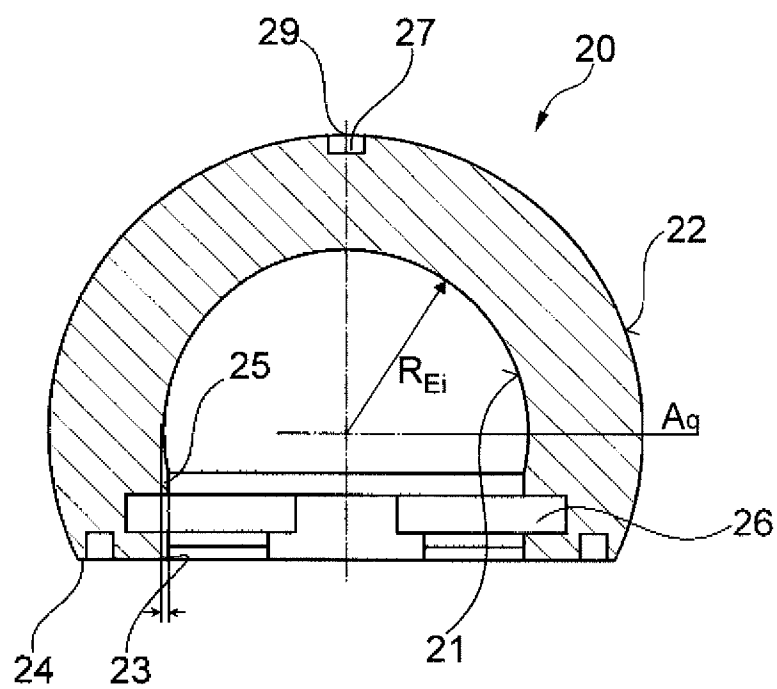


Figura 3b

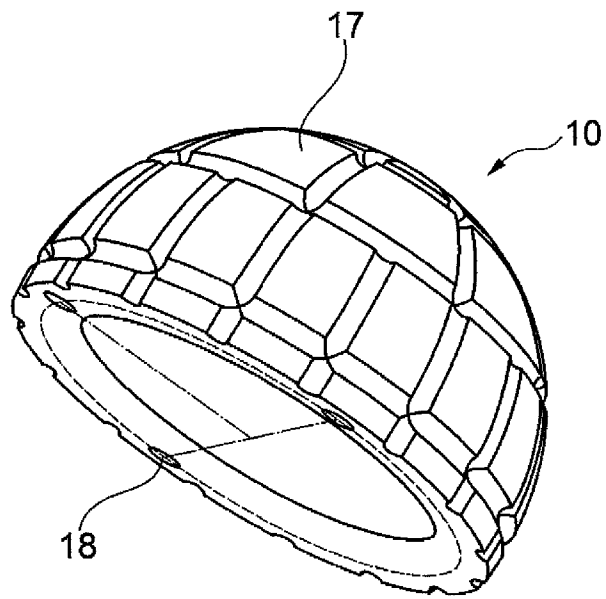


Figura 4a

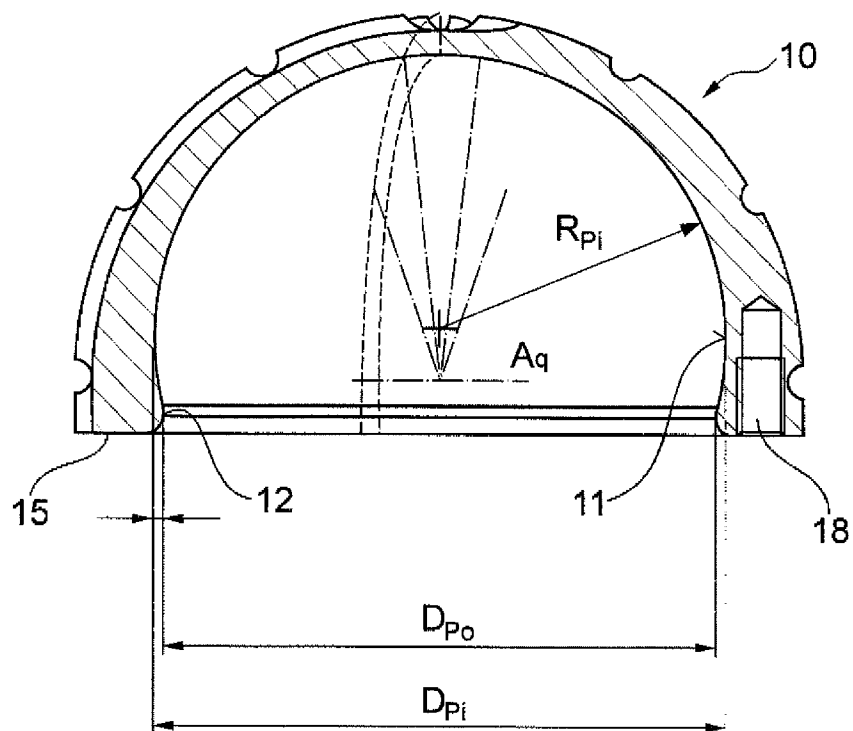


Figura 4b

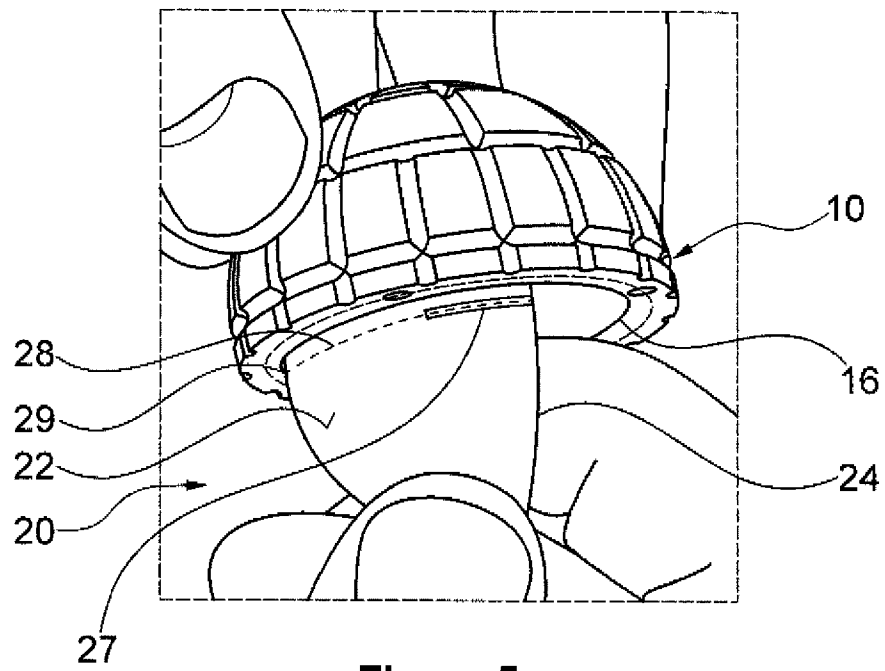


Figura 5a

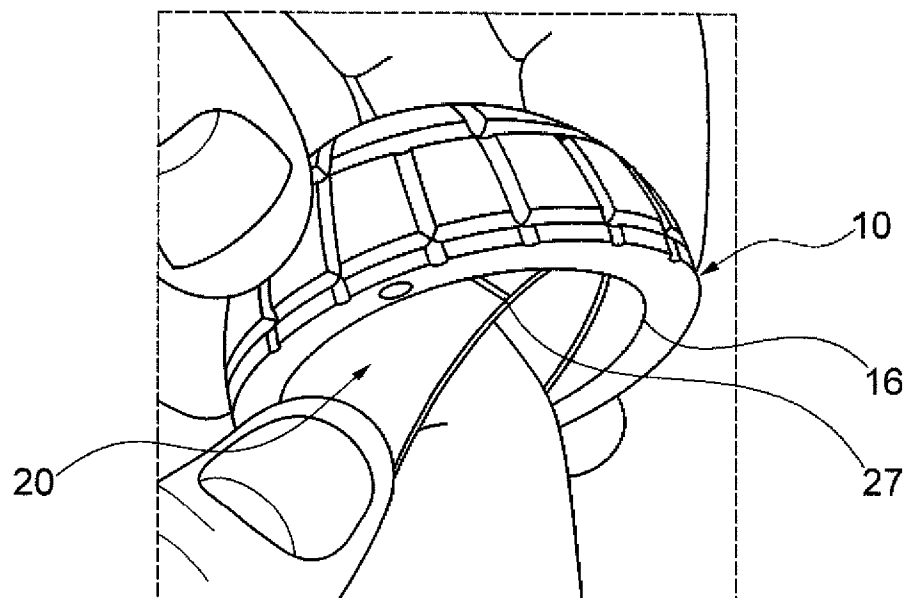


Figura 5b