

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 992 805**

51 Int. Cl.:

A61F 2/42

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **28.02.2020** **PCT/EP2020/055344**

87 Fecha y número de publicación internacional: **01.10.2020** **WO20193078**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **28.02.2020** **E 20707642 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **03.07.2024** **EP 3914193**

54 Título: **Implantes de articulaciones óseas**

30 Prioridad:

25.03.2019 US 201962823367 P
25.03.2019 US 201962823392 P
14.05.2019 US 201962847710 P
08.11.2019 US 201916678552

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
18.12.2024

73 Titular/es:

LOCI ORTHOPAEDICS LIMITED (100.0%)
Unit 4, Business Innovation Centre, National
University of Ireland Galway
H91 H2Y0 Galway, IE

72 Inventor/es:

STOCKMANS, FILIP;
CLARKE, GERRY;
WEISS, ARNOLD-PETER C.;
LADD, AMY L. y
BOLAND, BRENDAN

74 Agente/Representante:

UNGRÍA LÓPEZ, Javier

ES 2 992 805 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

Implantes de articulaciones óseas

Introducción

La invención se refiere a un implante para una articulación ósea. En algunos ejemplos se refiere a implantes en los que existen múltiples ejes de rotación, como por ejemplo aquellos en los que existe una hemiartróplasia de doble eje con dos ejes de rotación como por ejemplo en la mano o el codo. Sin embargo, en otros aspectos la invención se refiere a un implante uniaxial como por ejemplo un implante de articulación de cadera.

Un ejemplo de implante con múltiples ejes de rotación es el de una primera articulación carpometacarpiana para separar un hueso trapecio de un primer hueso metacarpiano. En este caso, se produce un movimiento de traslación de una superficie en forma de silla de montar de una parte proximal del implante sobre el trapecio y un movimiento de rotación tridimensional de la parte distal debido a un acoplamiento articulado, tal como una articulación esferoidea. Un ejemplo de un implante de este tipo se describe en el documento WO 2017/137607 A2, mientras que cada uno de los documentos FR 2931059 A1 y FR 2805152 A1 puede considerarse que define el preámbulo de la reivindicación 1.

En un implante de este tipo, el punto de movimiento puede estar en dos puntos o entre ellos, de forma simultánea o independiente. Según la biomecánica de las articulaciones en las que se ha insertado el implante, la fuerza principal de movimiento puede cambiar de forma rápida y abrupta entre los dos puntos. Las figuras 1(a) y (b) ilustran un implante de doble eje que proporciona dos ejes de rotación: Ab-Ad (Eje 1) en la base del metacarpiano y Ex-FI (Eje 2) sobre la superficie del trapecio para recrear los ejes nativos de rotación de la articulación. En la figura 1(a) se utiliza un vástago radiotransparente para demostrar la ubicación de la esfera y la cavidad en el metacarpiano.

El pinzamiento en un implante ortopédico puede producirse en cualquier momento en que haya una disminución del espacio entre los dos elementos provocando que un elemento impacte sobre el otro, por ejemplo, la cabeza de una hemiartróplasia articulada que impacta sobre el vástago.

El pinzamiento no controlado es una causa de malos resultados de los implantes. También se refiere a implantes uniaxiales como la artroplastia protésica de cadera; puede provocar inestabilidad, desgaste acelerado y dolor inexplicable. El pinzamiento está influenciado por el diseño protésico, la posición del componente, los factores biomecánicos y las variables del paciente. El pinzamiento no controlado está vinculado a la dislocación y el desgaste acelerado proviene de estudios de recuperación de implantes. Los principios operativos que maximizan un intervalo de movimiento sin pinzamiento incluyen la correcta anteversión combinada acetabular y femoral y una relación cabeza-cuello óptima. Las técnicas operativas para prevenir el pinzamiento incluyen la medialización de la copa para evitar el pinzamiento del componente y la restauración del desplazamiento y la longitud de la cadera para evitar el pinzamiento óseo.

Para ilustrar estos problemas, la figura 1 (c) es una imagen de Brown TD, Callaghan JJ. Impingement in Total Hip Replacement: Mechanisms and Consequences. Curr Orthop. 2008;22(6):376-391. Estas imágenes muestran el análisis de elementos finitos de un THA de línea restringida, que muestra los contornos de tensión en el instante de la dislocación incipiente (A, B). La figura 1(d), también de Brown TD, Callaghan JJ. Impingement in Total Hip Replacement: Mechanisms and Consequences. Curr Orthop. 2008;22(6):376-391, muestra un modelo de elementos finitos en 3D de la dislocación total de cadera, que ilustra la posición relativa inicial de los componentes del implante (izquierda), la tensión de la superficie de apoyo del componente acetabular durante la articulación estable (centro) y las tensiones correspondientes justo antes de un evento de dislocación posterior (derecha).

La invención está dirigida a proporcionar un implante mejorado con pinzamiento controlado, o al menos con efectos reducidos si se produce pinzamiento.

Sumario de la invención

La invención proporciona un implante como se establece en la reivindicación 1 y en las reivindicaciones adjuntas 2 a 16.

La presente divulgación incluye implantes de articulaciones óseas. Por ejemplo, la presente divulgación incluye un implante de articulación ósea para una primera articulación carpometacarpiana de mamífero que comprende una plataforma proximal metálica configurada para el movimiento de traslación sobre el hueso trapecioide; un vástago distal configurado para el enganche intramedular con un extremo del primer hueso metacarpiano; un enganche articulado entre la plataforma proximal y el vástago distal; y una superficie de desgaste proximal no metálica y una superficie de desgaste distal no metálica.

Según algunos ejemplos descritos en el presente documento, la superficie de desgaste no metálica proximal puede formar una superficie amortiguadora que impide el contacto entre la plataforma proximal y el vástago durante la articulación; puede incluir una curvatura cóncava; y/o puede formar una superficie anular. La plataforma proximal puede incluir una superficie de extremo distal que tiene una curvatura convexa. En al menos un ejemplo, la superficie de desgaste no metálica distal puede tener forma esférica.

En algunos ejemplos, el implante puede incluir un miembro de desgaste no metálico unitario, y la superficie de desgaste no metálica proximal y la superficie de desgaste no metálica distal pueden estar formadas sobre el miembro de desgaste unitario. El miembro de desgaste no metálico unitario puede ser un inserto recibido en una superficie de extremo proximal del vástago, y el inserto puede incluir una porción proximal que se extiende proximalmente con respecto a la superficie de extremo proximal del vástago. En algunos ejemplos, la porción proximal puede ser una brida del inserto y la brida puede incluir la superficie de desgaste no metálica proximal, y/o el acoplamiento articulado puede ser un acoplamiento de esfera y cavidad, y el inserto puede formar la cavidad del acoplamiento de esfera y cavidad.

La presente divulgación también incluye un implante de articulación ósea para una primera articulación carpometacarpiana de mamífero, que comprende una parte proximal configurada para el movimiento de traslación sobre el hueso trapecio, incluyendo la parte proximal una plataforma; una parte distal configurada para el enganche intramedular con un extremo del primer hueso metacarpiano, incluyendo la parte distal un vástago y una superficie de desgaste ubicada proximal al vástago; y un acoplamiento articulado entre las partes proximal y distal, estando la superficie de desgaste ubicada además para limitar la articulación y prohibir el contacto entre la plataforma y el vástago. En al menos un ejemplo, la superficie de desgaste puede ser no metálica y la plataforma puede ser metálica. La superficie de desgaste puede incluir una curvatura cóncava y/o puede formar una superficie anular. La plataforma puede incluir una superficie del extremo distal que tiene una curvatura convexa.

En algunos ejemplos, el implante puede incluir un inserto recibido en una superficie del extremo proximal del vástago, en el que la superficie de desgaste está formada en el inserto. El inserto puede incluir una brida proximal, en el que la superficie de desgaste está formada en la brida. Además, el acoplamiento articulado puede ser un acoplamiento de esfera y cavidad, y la esfera puede formar una parte de la parte proximal, y la cavidad puede estar formada por el inserto. En al menos un ejemplo, la esfera puede extenderse distalmente de la brida.

La presente divulgación también incluye un implante de articulación ósea para una primera articulación carpometacarpiana de mamífero, que comprende una parte proximal configurada para el movimiento de traslación sobre el hueso trapecio, incluyendo la parte proximal una plataforma; una parte distal configurada para el enganche intramedular con un extremo del primer hueso metacarpiano, incluyendo la parte distal un vástago y un inserto que se extiende hacia un extremo proximal del vástago, incluyendo el inserto una brida que se extiende proximal al extremo proximal del vástago; y un acoplamiento articulado entre las partes proximal y distal, e incluyendo la brida una superficie del extremo proximal que limita el movimiento entre la parte proximal y la parte distal. En al menos un ejemplo, el inserto puede ser no metálico y la plataforma puede ser metálica. La superficie del extremo proximal de la brida puede tener una curvatura cóncava y/o la plataforma puede incluir una superficie del extremo distal que tiene una curvatura convexa. En al menos un ejemplo, la brida puede ser anular. Además, el acoplamiento articulado puede ser un acoplamiento de esfera y cavidad, la parte proximal puede incluir la esfera y el inserto puede incluir la cavidad, y/o la esfera puede extenderse distalmente de la brida.

La presente divulgación también incluye un implante de articulación ósea para una primera articulación carpometacarpiana de mamífero, que comprende una parte proximal configurada para el movimiento de traslación sobre el hueso trapecio, incluyendo la parte proximal una plataforma metálica que tiene una superficie de extremo proximal que tiene una curvatura cóncava, y una superficie de extremo distal que tiene una curvatura convexa; una parte distal configurada para el enganche intramedular con un extremo del primer hueso metacarpiano, incluyendo la parte distal un vástago metálico y un inserto no metálico que se extiende hacia un extremo proximal del vástago, incluyendo el inserto una brida que se extiende proximal al extremo proximal del vástago; y un acoplamiento de esfera y cavidad entre las partes proximal y distal, la parte proximal incluye la esfera, y el inserto que incluye la cavidad, y la brida que incluye una superficie de extremo proximal que limita el movimiento entre la parte proximal y la parte distal. De acuerdo con algunos ejemplos, la superficie de extremo proximal puede incluir una superficie cóncava y/o la superficie de extremo proximal puede ser anular.

Describimos en otro aspecto de ejemplo un implante de articulación ósea para una primera articulación carpometacarpiana de mamífero, que comprende

una plataforma proximal metálica configurada para un movimiento de traslación sobre el hueso trapecioide;

un vástago distal configurado para el enganche intramedular con un extremo del primer hueso metacarpiano;

un acoplamiento articulado entre la plataforma proximal y el vástago distal; y

una superficie de desgaste no metálica proximal y una superficie de desgaste no metálica distal.

Preferiblemente, la superficie de desgaste no metálica proximal forma una superficie amortiguadora que impide el contacto entre la plataforma proximal y el vástago durante la articulación. Preferiblemente, la superficie de desgaste no metálica proximal incluye una curvatura cóncava. Preferiblemente, la plataforma proximal incluye una superficie de extremo distal que tiene una curvatura convexa. Preferiblemente, la superficie de desgaste no metálica proximal forma una superficie anular. Preferiblemente, la superficie de desgaste no metálica distal tiene forma esférica.

- Preferiblemente, el implante incluye además un miembro de desgaste no metálico unitario, y la superficie de desgaste no metálica proximal y la superficie de desgaste no metálica distal están formadas en el miembro de desgaste unitario. Preferiblemente, el miembro de desgaste no metálico unitario es un inserto recibido en una superficie de extremo proximal del vástago, y el inserto incluye una porción proximal que se extiende proximalmente con respecto a la superficie de extremo proximal del vástago. Preferiblemente, la porción proximal es una brida del inserto, y la brida incluye la superficie de desgaste no metálica proximal. Preferiblemente, el acoplamiento articulado es un acoplamiento de esfera y cavidad, y el inserto forma la cavidad del acoplamiento de esfera y cavidad.
- En otro aspecto describimos un implante de articulación ósea para una primera articulación carpometacarpiana de mamífero, que comprende:
- 5 una parte proximal configurada para un movimiento de traslación sobre el hueso trapezoide, incluyendo la parte proximal una plataforma;
 - una parte distal configurada para el enganche intramedular con un extremo del primer hueso metacarpiano, incluyendo la parte distal un vástago y una superficie de desgaste ubicada proximal al vástago; y un acoplamiento articulado entre las partes proximal y distal,
 - 15 La superficie de desgaste está ubicada además para limitar la articulación y prohibir el contacto entre la plataforma y el vástago.
 - Preferiblemente, la superficie de desgaste no es metálica y la plataforma es metálica. Preferiblemente, la superficie de desgaste incluye una curvatura cóncava. Preferiblemente, la plataforma incluye una superficie de extremo distal que tiene una curvatura convexa. Preferiblemente, la superficie de desgaste forma una superficie anular.
 - 20 Preferiblemente, el implante incluye además un inserto recibido en una superficie de extremo proximal del vástago, estando formada la superficie de desgaste en el inserto. Preferiblemente, el inserto incluye una brida proximal y estando formada la superficie de desgaste en la brida. Preferiblemente, el acoplamiento articulado es un acoplamiento de esfera y cavidad, y la esfera forma parte de la parte proximal y la cavidad está formada por el inserto. Preferiblemente, la esfera se extiende distalmente con respecto a la brida. Preferiblemente, la superficie de desgaste incluye una curvatura cóncava.
 - 25 También describimos un implante de articulación ósea para la primera articulación carpometacarpiana de un mamífero, que comprende:
 - una parte proximal configurada para un movimiento de traslación sobre el hueso trapezoide, incluyendo la parte proximal una plataforma;
 - 30 una parte distal configurada para el enganche intramedular con un extremo del primer hueso metacarpiano, incluyendo la parte distal un vástago y un inserto que se extiende hasta un extremo proximal del vástago, incluyendo el inserto una brida que se extiende proximal al extremo proximal del vástago; y
 - un acoplamiento articulado entre las partes proximal y distal, y
 - la brida incluye una superficie de extremo proximal que limita el movimiento entre la parte proximal y la parte distal.
 - 35 Preferiblemente, el inserto no es metálico y la plataforma es metálica. Preferiblemente, la superficie del extremo proximal de la brida tiene una curvatura cóncava. Preferiblemente, la plataforma incluye una superficie del extremo distal que tiene una curvatura convexa. Preferiblemente, la brida es anular. Preferiblemente, el acoplamiento articulado es un acoplamiento de esfera y cavidad, y la parte proximal incluye la esfera y el inserto incluye la cavidad. Preferiblemente, la esfera se extiende distalmente con respecto a la brida.
 - 40 En otros ejemplos describimos un implante de articulación ósea para una primera articulación carpometacarpiana de mamífero, que comprende:
 - una parte proximal configurada para un movimiento de traslación sobre el hueso trapezoide, incluyendo la parte proximal una plataforma metálica que tiene una superficie de extremo proximal que tiene una curvatura cóncava y una superficie de extremo distal que tiene una curvatura convexa;
 - 45 una parte distal configurada para el enganche intramedular con un extremo del primer hueso metacarpiano, incluyendo la parte distal un vástago metálico y un inserto no metálico que se extiende hacia un extremo proximal del vástago, incluyendo el inserto una brida que se extiende proximal al extremo proximal del vástago; y
 - un acoplamiento de esfera y cavidad entre las partes proximal y distal, incluyendo la parte proximal la esfera y el inserto incluyendo la cavidad, y
 - 50 la brida incluye una superficie de extremo proximal que limita el movimiento entre la parte proximal y la parte distal.
 - Preferiblemente, la superficie de extremo proximal incluye una superficie cóncava. Preferiblemente, la superficie de extremo proximal es anular.

También describimos en varios aspectos implantes de articulación ósea que comprenden:

una parte proximal,

una parte distal,

un acoplamiento articulado entre las partes proximal y distal, y

- 5 una interfaz de amortiguación configurada para limitar el movimiento de rotación relativo alrededor del acoplamiento y/o para proporcionar resiliencia para el contacto entre las partes proximal y distal.

Preferiblemente, la brida es de un material que sea más resiliente que el material con el que entra en contacto.

Preferentemente, la superficie contorneada de la brida es anular. Preferentemente, la brida está incluida en la parte distal.

- 10 Preferiblemente, la brida está incluida en un inserto dentro de la parte distal.

Preferiblemente, la brida tiene un espesor en el intervalo de 0.5 mm y 4.0 mm, y más preferiblemente en el intervalo de 1.0 mm y 3 mm.

Preferentemente, la interfaz de amortiguación es de un material polimérico. Preferentemente, la interfaz de amortiguación es de un material que no es metálico y es diferente del material de una superficie de contacto.

- 15 Preferentemente, la interfaz está configurada para proporcionar un cono de movimiento en el intervalo de 30° y 50° de la parte distal con respecto a la parte proximal. Preferentemente, el inserto incluye un componente del acoplamiento articulado.

Preferentemente, el acoplamiento es un acoplamiento de esfera y cavidad y el inserto incluye la cavidad del acoplamiento. Preferentemente, el inserto comprende un elemento de bloqueo para encajar a presión en otro componente de la parte distal. Preferentemente, el elemento de bloqueo es un borde anular distal del inserto.

- 20 El implante puede configurarse para un movimiento multiaxial. Preferiblemente, el implante está configurado para un movimiento de traslación sobre un hueso en una parte y de rotación en la otra parte alrededor del acoplamiento articulado.

- 25 El implante puede ser para una primera articulación carpometacarpiana de un mamífero, y la primera parte está configurada para un movimiento de traslación en el hueso trapecio y la parte distal está configurada para un enganche intramedular con un extremo del primer hueso metacarpiano.

La interfaz puede incluir una característica orientada distalmente en la parte proximal. La característica orientada distalmente puede comprender un recubrimiento en la parte proximal. El recubrimiento puede tener un espesor en el intervalo de 0.5 mm a 3.0 mm, y preferiblemente de 1.0 mm a 2.0 mm, y es preferiblemente de un material polimérico.

- 30 Preferiblemente, la brida es parte de un inserto acoplado en la primera parte proximal o en la parte distal.

También describimos un implante óseo articular, en el que:

La brida es de un material resiliente,

la brida tiene una superficie contorneada anular que coincide con una superficie de apoyo de una pieza al articular las piezas en uso en posiciones extremas, y

- 35 La brida está en la parte distal.

También describimos un inserto para un implante de articulación ósea que comprende una parte proximal, una parte distal y un acoplamiento articulado entre las partes proximal y distal, en el que el inserto está configurado para acoplarse a una de las partes y comprende una brida configurada para limitar el movimiento de rotación relativo alrededor del acoplamiento.

- 40 Preferiblemente, el inserto está configurado para un implante para una primera articulación carpometacarpiana de mamífero, en el que la primera parte está configurada para un movimiento de traslación sobre el hueso trapecioide y la parte distal está configurada para un enganche intramedular con un extremo del primer hueso metacarpiano, y en el que:

la brida es de un material resiliente, y/o

- 45 la brida tiene una superficie contorneada anular que coincide con una superficie de apoyo de una pieza al articular las piezas en uso en posiciones extremas, y/o

El inserto está configurado para acoplarse en la parte distal.

En un aspecto, el implante está configurado para una rotación uniaxial. Por ejemplo, el implante puede ser para una articulación de cadera, una articulación de hombro o una articulación de codo.

- 5 La interfaz de amortiguación puede comprender un revestimiento de una cavidad, y dicho revestimiento proporciona una superficie de interfaz para el contacto con un componente tal como un cuello del acoplamiento.

Descripción detallada del invento

La invención se comprenderá mejor a partir de la siguiente descripción de algunas realizaciones de esta, dadas sólo a modo de ejemplo con referencia a los dibujos adjuntos en los que:

- 10 Las figuras 1(a) y 1(b) son diagramas que muestran en la técnica anterior diferentes ejes de movimiento de un implante para una primera articulación carpometacarpiana para espaciar un hueso trapecio de un primer hueso metacarpiano, como se discutió anteriormente en la Introducción;

La figura 1(c) es un diagrama de análisis de elementos finitos (FEA) que muestra el pinzamiento de la técnica anterior en una articulación de cadera, y la figura 1(d) es un diagrama FEA también de una articulación de cadera que muestra los sitios de pinzamiento y salida en la técnica anterior, también como se discutió anteriormente en la Introducción;

- 15 La figura 2 es una imagen que muestra en perspectiva un implante de la invención, tanto la parte proximal como la distal;

La figura 3(a) es una vista en sección transversal a través de la parte distal del implante, y la figura 3(b) es una vista en perspectiva del vástago de la parte distal, la figura 3(c) es una vista en perspectiva de la parte distal completa, y la figura 3(d) es una vista en perspectiva de la parte proximal;

- 20 La figura 4 es un conjunto de vistas que muestran una porción de la parte distal del implante, incluyendo vistas en planta superior, final, en perspectiva y en sección transversal;

La figura 5 es un conjunto de tres pares de vistas finales y seccionales que muestran el implante en diferentes posiciones relativas entre sus partes proximal y distal;

La figura 6 es un diagrama que ilustra el cono de movimiento permitido entre las partes proximal y distal;

- 25 Las figuras 7(a) y 7(b) ilustran vistas en sección transversal de un implante, mostrando las áreas de tensión del material;

Las figuras 8(a) y 8(b) son vistas en sección que muestran un implante con un recubrimiento de interfaz en la parte proximal; y

- 30 La figura 9 es una vista en sección transversal de un implante para una articulación de cadera, con una brida para aumentar el área de superficie y reducir las tensiones de contacto.

Términos

- 35 “Enganche intramedular” significa el enganche dentro de una cavidad medular formada o existente en el hueso, donde la cavidad está formada generalmente, pero no exclusivamente, a lo largo de un eje longitudinal del hueso. En una realización, el dispositivo de enganche intramedular comprende un tornillo o clavo o vástago de ajuste por interferencia, aunque se conocen otros dispositivos intramedulares. Normalmente, el tornillo está roscado externamente. Smith & Nephew, Zimmer, Synthes y otros proveedores venden dispositivos intramedulares. El enganche ancla el implante al hueso. En una realización, la cavidad medular está formada en una posición que está desplazada hacia una dirección volar. La cavidad medular puede estar formada en una posición desplazada con respecto al eje anatómico y/o biomecánico del hueso.

- 40 “Soporte no enganchable” significa que la parte proximal no está fijada al primer hueso, sino que está configurada para apoyarse en el extremo del hueso de una manera que permite el movimiento de traslación de este. La forma en que esto se logra depende de la articulación que se esté tratando y de la anatomía específica del primer hueso. Como ejemplo, cuando la articulación es una articulación carpometacarpiana en el pulgar, el extremo del hueso trapecio tiene una forma de silla de montar torcida (véase la figura 2 de Turker et al, Indian J Plast Surg. 2011, 44(2): 308-316) y la
45 plataforma está configurada para descansar sobre esta silla de montar y permitir el movimiento de traslación de la plataforma a través de la silla de montar. Por lo tanto, en esta realización, la plataforma curvada en forma de silla de montar normalmente tiene una forma cóncava-convexa, que tiene una curvatura cóncava a lo largo de un aspecto longitudinal y una curvatura convexa a lo largo de un aspecto lateral. La plataforma curvada en forma de silla de montar puede tener una curvatura cóncava y convexa tanto en los aspectos longitudinales como laterales, es decir, tanto en
50 las direcciones de longitud como de anchura (como se muestra en las figuras, por ejemplo, figuras 2 y 4). Se ha demostrado que esta forma proporciona un enganche que imita de cerca la situación fisiológica y permite una articulación de flexión-extensión natural. Cuando se habla de curvatura en esta divulgación (por ejemplo, cóncava o

convexa), el punto de referencia es desde fuera de la estructura (implante) o componente, no desde dentro de la estructura o componente.

Por "movimiento de traslación del segundo hueso con respecto al primer hueso" se entiende un movimiento no pivotante del segundo hueso con respecto al primer hueso. Esto también puede describirse como movimiento deslizante. Un ejemplo es el movimiento de traslación involuntario del metacarpiario con respecto al trapecio en la articulación carpometacarpiana del pulgar, que contribuye significativamente a la articulación de extensión-flexión del pulgar. El implante de la invención facilita dicho movimiento de traslación empleando una parte proximal que está configurada para apoyarse sin enganche en el primer hueso.

"Acoplamiento articulado" significa un acoplamiento que permite la articulación entre la primera y la segunda parte del implante. El tipo específico de acoplamiento empleado en el implante depende de la articulación que se está tratando con el implante y, en algunos casos, de la indicación o gravedad de la indicación. Por ejemplo, cuando el implante es para el tratamiento de una articulación de bisagra artrítica, por ejemplo, una articulación del codo, el implante generalmente comprenderá un acoplamiento de articulación de bisagra. Cuando el implante es para el tratamiento de una articulación en silla de montar, por ejemplo, una articulación carpometacarpiana, el implante generalmente comprenderá una articulación esferoidea o una articulación universal. "Articulación controlada" significa que la articulación está limitada a tipos específicos de articulación.

"Plataforma de apoyo" significa una base que se apoya en el extremo del primer hueso (por ejemplo, el extremo del trapecio) de modo que se permite el movimiento de traslación (es decir, deslizamiento) de la plataforma en relación con el extremo del hueso. El hueso no está fijado a la plataforma. La plataforma puede estar configurada para adaptarse a una superficie de la parte superior del hueso. En una realización, la plataforma tiene una forma que imita un extremo del segundo hueso, de modo que permita el mismo intervalo de movimientos que la articulación sana natural, incluido el movimiento de traslación. En el caso de la articulación carpometacarpiana, donde el extremo del primer hueso (trapecio) tiene una topografía de silla de montar torcida, la plataforma puede tener una forma que se adapte a la silla de montar torcida para permitir uno o más o todos los siguientes intervalos de movimientos del primer metacarpiario en relación con el trapecio, flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna, rotación externa, oposición, circunducción y traslación.

Descripción de las realizaciones

Haciendo referencia a las figuras 2 a 7, un implante 1 tiene una parte distal con un inserto 100 en un vástago 110 y una parte 120 proximal.

En este caso, el implante 1 es para una primera articulación carpometacarpiana de mamífero, como se muestra en la figura 1(a), para espaciar un hueso trapecio de la articulación de un primer hueso metacarpiario de la articulación, permitiendo al mismo tiempo un movimiento de traslación del primer hueso metacarpiario en relación con el hueso trapecio. La parte 110 distal está configurada para un enganche intramedular con un extremo del primer hueso metacarpiario. La parte 120 proximal tiene una plataforma 122 curvada en forma de silla de montar con una superficie 124 orientada hacia la zona proximal para deslizarse sobre el hueso trapecio o atravesarlo. Un acoplamiento articulado (por ejemplo, de esfera y cavidad) comprende un cuello 123 que une la silla de montar 122 con una esfera 121, como es sabido. Esto permite una articulación controlada del trapecio y los primeros huesos metacarpianos.

El inserto 100 tiene una característica de interfaz de amortiguación (es decir, superficie de amortiguación), en este caso una brida 105 con una superficie 101 contorneada orientada proximalmente, que puede ser anular como se muestra en la figura 5. La brida 105 se extiende proximalmente al vástago, siendo su superficie 101 contorneada proximal y separada del extremo proximal del vástago 111. Esto le permite desempeñar un papel importante que surge del contacto con la parte proximal en uso, por ejemplo, como un amortiguador. Distalmente de esta superficie hay un resalte 102 que actúa como una llave para acoplar el inserto 100 en el vástago 111 (véase la figura 5) y evitar la rotación del inserto en el vástago, y rodea una cavidad 103 con un borde 106 para recibir la esfera 121 de acoplamiento articulada. Hay un enganche a presión de la esfera 121 (véase especialmente la figura 3(d) y la figura 5) en la cavidad 103, detrás del borde 106 de la cavidad, para permitir el montaje de una hemiartróplastia articulada intraoperatoriamente, y también puede evitar el desmontaje del dispositivo in vivo. La cavidad puede estar centrada o desplazada en cualquier dirección o ángulo según sea necesario.

Además, en sentido distal, el inserto 100 comprende un borde 104 de bloqueo anular para encajar a presión en una ranura 116 correspondiente del rebaje 115 del vástago 111 que aloja el inserto 100. El enganche del inserto 100 en el vástago 111 es eficaz debido a la resiliencia del material del inserto y al hecho de que existe un contacto integral de superficie a superficie de manera de encaje a presión entre el borde 104 y su superficie de enganche correspondiente dentro del vástago 111. Este enganche a presión del inserto 100 y el vástago 111 permite el montaje de una hemiartróplastia articulada intraoperatoriamente, y también puede evitar el desmontaje del dispositivo in vivo. El inserto está enchavetado por el resalte 102 para evitar la rotación y el posible desgaste consiguiente de la parte posterior.

La brida 105 (y en este caso todo el inserto 100) es de un material polimérico resiliente que es preferiblemente un polímero, tal como UHMWPE (en cualquiera de sus formas, posiblemente incluyendo vitamina E) o PEEK, en cualquiera de sus formas. En tal caso, el inserto 100 puede denominarse un miembro de desgaste no metálico unitario.

Alternativamente, puede ser de otros materiales comúnmente utilizados en ortopedia, tales como pirocarbono (PyC) o cerámica, dependiendo de los patrones de desgaste esperados de la construcción. El inserto 100 es de un material que es diferente del material metálico de la parte 120 proximal unitaria (silla de montar 122, cuello 123 y esfera 121 de acoplamiento articulada), evitando así cualquier interacción de tipo galvánico que pueda causar un desgaste excesivo y/o reacciones químicas que den lugar a contaminantes. Asimismo, el material (polimérico) del inserto es diferente del material metálico del vástago 111 por las mismas razones. En general, se evitan las interfaces de contacto metal con metal en el implante. Si bien un material polimérico es bueno para el desgaste, las ventajas biomecánicas de la brida, es decir, la ruptura de los dos ejes de rotación, pueden ser más importantes y, como tal, la brida podría estar hecha de cualquier material adecuado. Un ejemplo sería cuando el inserto (o "revestimiento") está hecho de un material cerámico, pero la cabeza está hecha de PEEK, lo que aún permitiría un enganche de ajuste a presión para el acoplamiento articulado. En general, se prefiere que la brida y la cavidad no sean de un material relativamente duro, ya que eso podría no permitir un ajuste a presión para cualquier otro material que no sea un material con módulo bajo/alta resiliencia. Esto puede ser al revés, por ejemplo, si la cabeza es un polímero y el revestimiento es cerámico, el material polimérico blando aún puede encajar a presión en la cavidad de cerámica dura.

Por lo tanto, como se ha comentado anteriormente, el implante 1 puede incluir al menos una superficie de desgaste no metálica. La superficie de desgaste no metálica puede estar presente en cualquier porción del implante en la que una superficie del vástago 110 y una superficie de la plataforma 122 pueden acoplarse, como se muestra en la figura 5. En el caso en el que el vástago 110 incluye un inserto 100, el inserto 100 puede incluir al menos una superficie de desgaste no metálica. La al menos una superficie de desgaste no metálica puede incluir una superficie moldeada, por ejemplo, una superficie con una curvatura convexa, y/o puede formar una superficie anular. La plataforma puede incluir una superficie del extremo distal que tenga una forma correspondiente, por ejemplo, cóncava. Alternativamente, si la al menos una superficie de desgaste no metálica tiene una curvatura cóncava, la plataforma puede incluir una superficie del extremo distal que tenga una curvatura convexa.

La resiliencia del material de la brida es preferiblemente suficiente para permitir la compresión durante el uso, en la medida deseada para lograr una conversión gradual del movimiento entre los ejes. Para este implante, para el pulgar, el espesor de la brida 105 está preferiblemente en el intervalo de 0.5 mm a 4.0 mm, y preferiblemente de 1.0 mm a 3.0 mm. El implante puede proporcionarse como un kit en el que hay la parte 122 proximal, el vástago 111 de la parte 110 distal, y una serie de dos o más insertos cada uno de los cuales encaja en el vástago 111 pero tiene un espesor de brida diferente. El espesor de brida establece el intervalo de movimiento relativo permitido, y en el ejemplo ilustrado en la figura 6 es de 40°. En general, la brida está configurada preferiblemente para proporcionar un cono de movimiento en el intervalo de 30° y 60° de la parte distal alrededor de la parte proximal. Esto permite al cirujano elegir el cono de movimiento deseado. El implante logra así un patrón de desgaste predecible. Además, al disminuir el cono de movimiento se reducen las posibilidades de luxación. Cabe señalar que, para este tipo de articulación, multiaxial, el intervalo completo de movimiento es en realidad de unos 80° cuando se tiene en cuenta el movimiento de deslizamiento de la parte proximal sobre el hueso trapecio. La ilustración de la figura 6 se basa en que la parte proximal es estática, a efectos ilustrativos.

Además, la superficie 101 orientada proximalmente contorneada de la brida 105 está configurada para coincidir con una superficie 125 distal de acople correspondiente de la silla de montar 122, para hacer que el movimiento de fuerzas entre los dos ejes de movimiento se limite de manera gradual, es decir, limitando el movimiento entre las partes 110 y 120. Por lo tanto, no hay un cambio abrupto en la fuerza, o "cambio de dirección" entre los dos ejes. Las superficies 101 y 125 de acople proporcionan una gran área superficial para el contacto entre las partes 110 y 120 como se ilustra en las figuras 5 y 7.

Al tener una superficie 101 de soporte de carga interpuesta entre los ejes, las fuerzas se distribuyen de una manera más controlada, más natural y fisiológica. El movimiento relativo alrededor del acoplamiento articulado está limitado en un ejemplo a aproximadamente 40°, como se ilustra en la figura 6. Esta extensión de movimiento es suficiente para el uso del implante después de su despliegue, pero también ayuda a garantizar que no haya fuerzas de impacto excesivas entre las superficies y que haya una transición suave entre los ejes que se muestran en las figuras 1(a) y 1(b).

El elemento 104 de encaje a presión del revestimiento 100 permite un montaje fácil y eficaz en el vástago 111. Además, la cavidad 103 de encaje a presión del revestimiento facilita la captura de una esfera 121 de acople para formar la articulación esferoidea de una manera que resulta ventajosa debido a la resiliencia del material del inserto 100. Como se muestra en las figuras, la cavidad 103 puede tener forma esférica para recibir la esfera de la articulación esferoidea.

La superficie 101 de la brida 105 está contorneada para coincidir con la geometría del componente 120 de cabeza para maximizar el contacto con la superficie y, por lo tanto, minimizar el desgaste del revestimiento.

El inserto 100 es reemplazable desde el interior del vástago, es decir, se puede quitar y se puede insertar otro en su lugar en caso de desgaste excesivo. El inserto 100 se puede instalar y/o quitar con una herramienta o un juego de herramientas adecuados.

El inserto 100 limita ventajosamente la extensión de la rotación relativa en los planos de abducción-aducción y flexión-extensión. Como se muestra en las figuras 5 y 6, la silla de montar 122 tiene menos libertad para girar hacia arriba en

esta vista y cuando se establece contacto con el inserto 100 de superficie, hay un contacto de superficie completa entre la silla de montar 122 y la superficie 101 contorneada. Preferiblemente, la superficie contorneada de la brida está cónica radial y distalmente y la superficie de acople correspondiente de la silla de montar está cónica radial y proximalmente.

En el lado inferior, como se ve en la figura 5, hay un área de superficie de encuentro más pequeña, pero se aplican los mismos efectos y ventajas. Se apreciará que el inserto 100 hace que se mejore el problema de pinzamiento. Por supuesto, la figura 5 simplemente ilustra el acoplamiento en un solo plano, el plano de la página. Como se muestra en las figuras 3 y 4, las superficies 125 y 101 de acople se extienden radialmente alrededor del acoplamiento (123, 121, 103) de manera anular para apoyo alrededor de 360°. La superficie 101 de brida tiene una forma principalmente cóncava, aunque con un radio grande; y la superficie 125 distal de la plataforma 122 en forma de silla de montar tiene una forma principalmente convexa nuevamente con un radio grande.

Con referencia a las figuras 7(a) y 7(b), las áreas sombreadas reciben la máxima tensión del material entre la interfaz de la esfera y la cavidad. En la figura 7(b), la silla de montar 122 de la parte 120 proximal no está en contacto con la brida 105 del inserto 100. Como resultado, todas las tensiones del material se concentran en la interfaz de la esfera y la cavidad (mostrada en la figura 7(b) como la región de tensión en la esfera 121). La figura 7(a) ilustra una porción de la parte 120 proximal, por ejemplo, el lado que mira distalmente de la silla de montar 125, en contacto con la brida 105 del inserto 100 y la superficie 101 que mira proximalmente. Esta área de contacto aumentada, mostrada como una región de tensión adicional en la figura 7(a), permite una distribución más amplia de las tensiones del material. El inserto 100 puede ser más grueso en la porción con dicha área de contacto aumentada. Esta distribución más amplia y uniforme de la carga de tensión sobre el implante 1 reduce la concentración de tensión en la interfaz de la esfera y la cavidad, que se muestra en la esfera 121, y puede prolongar la vida útil del implante 1.

Ejemplos alternativos

También se prevé que el implante pueda tener una interfaz de amortiguación que proporcione una superficie de amortiguación que incluya una característica además de o en lugar de una brida, y/o que no esté necesariamente en un inserto en la parte distal. Por ejemplo, la parte proximal puede tener una interfaz de amortiguación en la superficie orientada hacia la parte distal, cuya interfaz se acopla a la parte distal con un área de superficie grande. Dicha interfaz puede ser un recubrimiento de un espesor en el intervalo de 0.5 mm a 3.0 mm, y preferiblemente de 1.0 mm a 2.0 mm, por ejemplo. La interfaz es preferiblemente de un material resiliente, tal como cualquiera de los polímeros mencionados en la descripción anterior. En este caso, se prevé que la parte distal pueda no tener una brida en algunos ejemplos, en cuyo caso la característica de interfaz de la parte proximal se acopla directamente al vástago de la parte distal.

Con referencia a las figuras 8(a) y 8(b), un implante 150 también es para un pulgar y comprende una parte distal con un vástago 151 y un inserto 152 para recibir una esfera 153 de una parte 154 proximal. El lado que mira hacia la parte 154 proximal tiene una interfaz de amortiguación, es decir, un recubrimiento 157. Esto se proporciona para lograr al menos algunos de los beneficios de la brida de las realizaciones anteriores. El recubrimiento 157 proporciona un efecto amortiguador que reduce el cono de movimiento y proporciona un área de superficie aumentada para la distribución de fuerzas a lo largo de la construcción.

El ejemplo de las figuras 8(a) y (b) no tiene una brida en la parte distal, sino solamente un inserto 152 para anclar el acoplamiento articulado en el vástago 151, y por lo tanto no forma parte de la invención. Sin embargo, se prefiere que la parte distal tenga una brida con una superficie orientada proximalmente, preferiblemente contorneada, separada proximalmente del vástago para su enganche con la parte 154 proximal.

Configuraciones alternativas a los ejemplos de las figuras 2 a 7

Se prevé que la parte distal del implante pueda incluir las características físicas del inserto de manera integral. O bien, la brida 105 puede proporcionarse como un elemento discreto. Además, un inserto podría roscarse alternativamente para engancharse en el vástago en lugar de ajustarse a presión.

Un vástago con una brida integrada puede estar compuesto de un material duro y una esfera de acoplamiento puede estar hecha de un material más blando. La brida se encuentra en relación con la base del vástago y el hueso metacarpiano.

La brida puede ser parte integral del vástago. Preferiblemente, tendría la característica ventajosa de tener una superficie contorneada para proporcionar una gran área superficial para el contacto con la parte de contacto.

Se prevé que, alternativamente, pueda haber una esfera resiliente y una cavidad de alto módulo.

En los ejemplos anteriores, la superficie 101 contorneada de la brida coincide con la superficie 125 orientada distalmente de la silla de montar 122, sin embargo, las superficies pueden configurarse de otra manera. Por ejemplo, la superficie 125 orientada distalmente de la silla de montar 122 puede no tener una curvatura convexa como se muestra en las figuras.

La distancia de distracción, es decir, la distancia entre dos huesos después de la implantación de un dispositivo se puede modificar aumentando la altura del cabezal de la silla de montar, como se muestra en las figuras 5 y 6, por ejemplo. El cono de movimiento no se verá afectado, ya que la brida tendrá la misma geometría. Alternativamente, la brida puede ser más gruesa o delgada, lo que afectará al cono de movimiento. En algunos usos clínicos, por ejemplo, un paciente que frecuentemente se disloca un implante, un cirujano puede optar durante la cirugía de revisión por utilizar un inserto con brida con una brida muy gruesa, para disminuir el intervalo de movimiento, lo que potencialmente disminuye la probabilidad de dislocación al aumentar la distancia de salto (la distancia que una esfera debe moverse fuera de una cavidad para dislocarse).

Se prevé que el inserto pueda acoplarse al vástago sin una característica de enganche mecánico/físico y que solo tenga una unión adhesiva.

Ejemplos de implantes uniaxiales

Como se señaló en la Introducción con referencia a las figuras 1 (c) y (d), los implantes de cadera pueden tener problemas de pinzamiento del revestimiento alrededor de la esfera. También describimos un implante con una brida para mejorar los resultados de los implantes de cadera.

No dentro del alcance de la invención, la figura 9 ilustra un implante con un cuello 201 (del que sólo se muestra una parte) con una esfera y una cavidad 202 que tiene una superficie de cavidad interna esférica y que tiene una brida 203 que se extiende circunferencialmente alrededor de la entrada de la cavidad que sobresale de la cavidad. El material de la brida 203 es de un material resiliente como UHMWPE, PEEK, cerámica u otro material comúnmente utilizado en implantes ortopédicos.

La brida 203 forma parte de un revestimiento para la cavidad 202, y el revestimiento está unido al resto de la parte de la cavidad (distal) mediante un ajuste a presión, un cono u otro mecanismo de bloqueo adecuado. El revestimiento con brida 203 tiene una geometría con una superficie 204 de interfaz que coincide con la del componente que choca, en este caso el cuello 201 debajo de la esfera. La brida 203 se extiende distalmente desde la cavidad 202 para terminar en cada extremo en una superficie 204 de impacto, para el impacto con el cuello 201.

Como se señaló anteriormente, el inserto se fija al resto de la parte de la cavidad mediante ajuste a presión, roscas o ajuste a presión.

La figura 9 muestra dos posiciones para el cuello 201, mostrando que hay una libertad angular de movimiento de aproximadamente 110°. Esta disposición mejora las fuerzas de pinzamiento sobre la cavidad 202, dispersando las fuerzas de tensión a través de la superficie 204 de interfaz y ayudando a prevenir la dislocación. Por lo tanto, la brida 203 no solo proporciona una superficie 204 de interfaz/contacto mucho más grande, sino que también es de un material más resiliente de modo que se absorben las fuerzas de contacto.

Como se señaló anteriormente, si bien un revestimiento de polímero y una esfera de metal es una disposición preferida, alternativamente puede haber un revestimiento de metal y una esfera de polietileno, un revestimiento de cerámica y una esfera de polietileno, un revestimiento de polietileno y una esfera de cerámica en cualquier combinación adecuada dependiendo de si el patrón de desgaste o la gestión del eje biomecánico es más importante.

La brida puede estar contorneada para que coincida con la geometría de cualquier parte de un componente de acople. Por ejemplo, en implantes de hombro, la brida puede ser cóncava para acoplarse de manera óptima con la geometría relativa del cuello de un implante. De manera similar, en un implante de cadera, la brida puede ser convexa para que coincida con la geometría de un componente del cuello.

La parte distal y las partes proximales en los implantes totales de las articulaciones pueden invertirse dependiendo de la articulación y del implante.

La invención no se limita a las realizaciones descritas, sino que puede variarse en construcción y detalle dentro del alcance de las reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Implante (1) de articulación ósea que comprende:
una parte (120) proximal,
una parte (110) distal para enganche intramedular en un hueso,
5 un acoplamiento (103, 121, 123) articulado entre las partes proximal y distal,
en el que,
la parte (120) proximal está configurada para un movimiento de traslación sobre un hueso,
el implante está configurado para un movimiento multiaxial con movimiento de traslación sobre un hueso por la parte (120) proximal y rotación en la parte (110) distal alrededor del acoplamiento (121, 103) articulado, y
- 10 El implante comprende una brida (105) que se extiende radialmente y alrededor de al menos una parte del acoplamiento y estando configurado (101) para limitar el movimiento de rotación relativo de las partes proximal y distal alrededor del acoplamiento, caracterizado porque
La brida tiene una superficie (101) contorneada que coincide con una superficie (125) de apoyo de la parte (122) proximal al articularse las partes en uso en posiciones extremas.
- 15 2. Implante de articulación ósea según la reivindicación 1, en el que la brida (105) es de un material que es más resiliente que el material de la parte (120, 125) proximal con la que entra en contacto.
3. Implante de articulación ósea según las reivindicaciones 1 o 2, en el que la superficie (101) contorneada de la brida es anular.
- 20 4. Implante de articulación ósea según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que la superficie (101) contorneada de la brida (105) es cónica radial y distalmente y la superficie (125) de acople y apoyo de la parte proximal es cónica radial y proximalmente.
5. Implante de articulación ósea según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, en el que la brida (105) está incluida en un inserto (100) en un vástago (111) de la parte (110) distal, extendiéndose la brida proximalmente al vástago (111) y prohibiendo el contacto entre la parte (120) proximal y el vástago (111) durante la articulación.
- 25 6. Implante de articulación ósea según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que la brida tiene un espesor en el intervalo de 0.5 mm y 4.0 mm, y opcionalmente el espesor está en el intervalo de 1.0 mm y 3.0 mm.
7. Implante de articulación ósea según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la brida es de un material que no es metálico y es diferente del material de una superficie de contacto, y opcionalmente la brida es de un material polimérico.
- 30 8. Implante de articulación ósea según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la brida está configurada para proporcionar un cono de movimiento en el intervalo de 30° y 50° de la parte distal alrededor de la parte proximal.
9. Implante de articulación ósea según cualquiera de las reivindicaciones 5 a 7, en el que el inserto incluye un componente (103, 106) del acoplamiento articulado, y en el que el acoplamiento es un acoplamiento de esfera y cavidad (121, 103, 106) y el inserto (100) incluye la cavidad (103, 106) del acoplamiento.
- 35 10. Implante de articulación ósea según cualquiera de las reivindicaciones 5 a 9, en el que el inserto comprende una característica (104) de bloqueo para encajar a presión en el vástago (111, 115, 116) y, opcionalmente, la característica de bloqueo es un borde (104) anular distal del inserto (100).
- 40 11. Implante de articulación ósea según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el implante es para una primera articulación carpometacarpiana de un mamífero, y la parte proximal está configurada para un movimiento de traslación sobre el hueso trapecio y la parte distal está configurada para un enganche intramedular con un extremo del primer hueso metacarpiano.
12. Implante de articulación ósea según cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, en el que la superficie (101) contorneada de brida es una superficie de desgaste anular no metálica que prohíbe el contacto entre una plataforma (122) de la parte (120) proximal y un vástago (111) de la parte (110) distal durante la articulación.
- 45 13. Implante de articulación ósea según la reivindicación 12, en el que la superficie (101) de desgaste no metálica proximal incluye una curvatura cóncava, y en el que la plataforma (122) de la parte proximal incluye una superficie (125) del extremo distal que tiene una curvatura convexa.

14. Implante de articulación ósea según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el implante comprende una superficie (103) de desgaste distal no metálica que tiene forma esférica.

5 15. Implante de articulación ósea según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que la brida (105) es una parte integral de un inserto (100) de miembro de desgaste no metálico unitario, configurado para su inserción en un vástago (111) de la parte (110) distal, teniendo dicho inserto una superficie (101) de desgaste no metálica proximal para su apoyo con la parte (120) proximal en posiciones de articulación extremas, y una superficie (103) de desgaste no metálica distal para su enganche con una superficie de un componente (121) de acoplamiento de articulación; y en
10 el que el miembro de desgaste no metálico unitario es un inserto (100) recibido en una superficie de extremo proximal del vástago (100), y el inserto incluye una porción (105) proximal que se extiende proximalmente con respecto a la superficie de extremo proximal del vástago, en el que dicha porción proximal es la brida (105) del inserto, y la brida incluye la superficie (101) de desgaste no metálica proximal.

16. Implante de articulación ósea según la reivindicación 15, en el que el acoplamiento articulado es un acoplamiento de esfera y cavidad, y el inserto (100) forma la cavidad (103, 106) del acoplamiento de esfera (121) y cavidad.

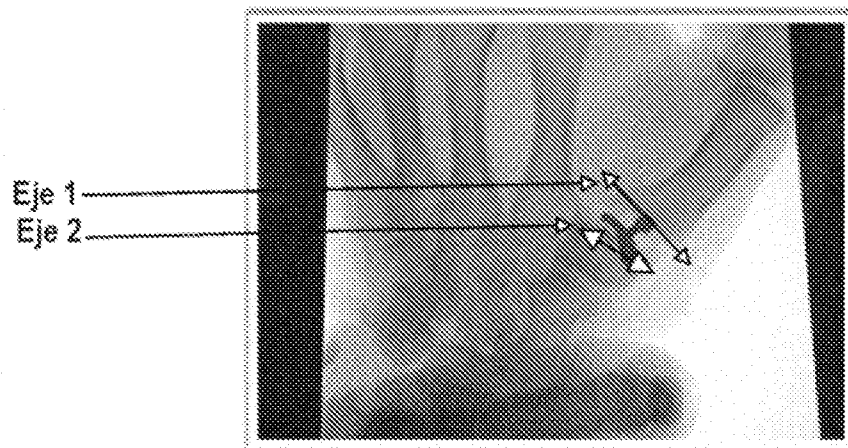


Fig.1(a) (TÉCNICA ANTERIOR)

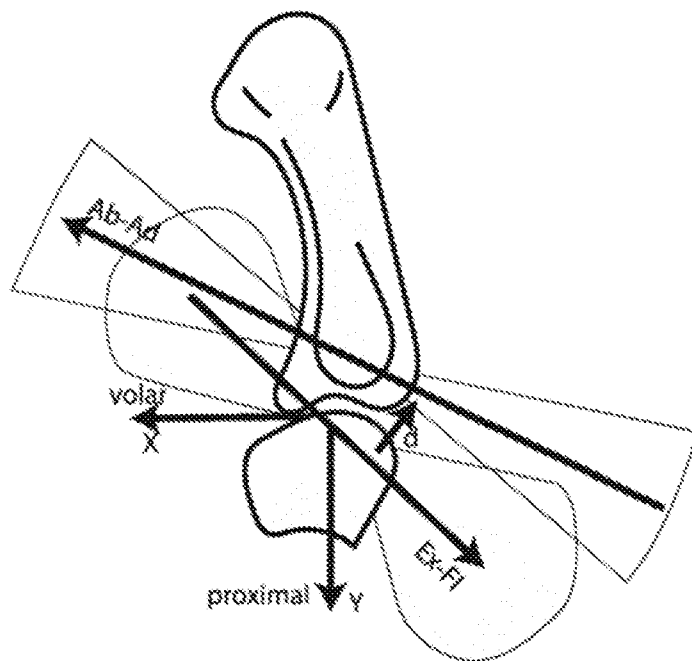
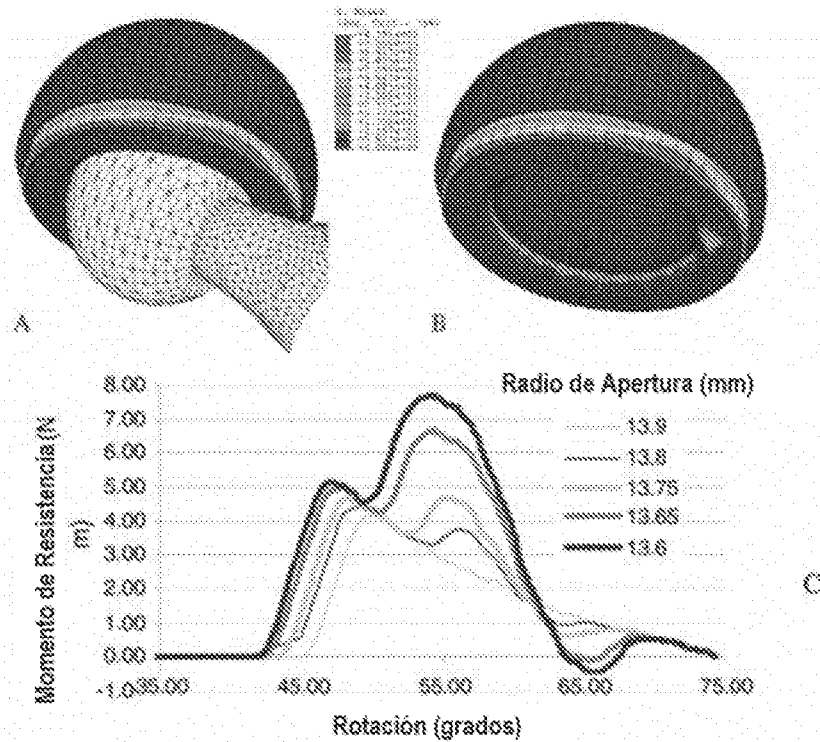
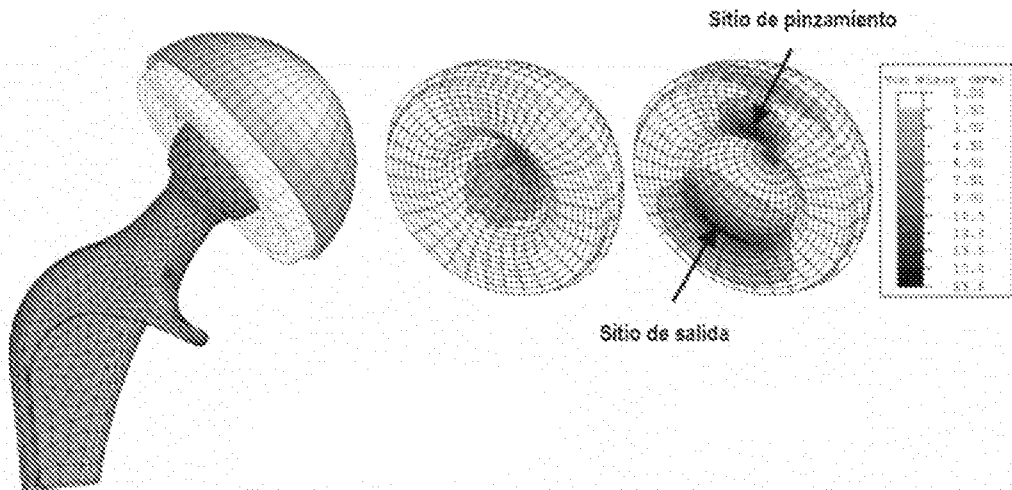


Fig.1(b) (TÉCNICA ANTERIOR)



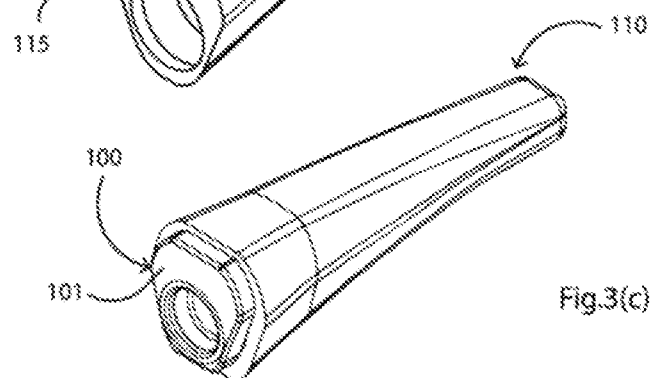
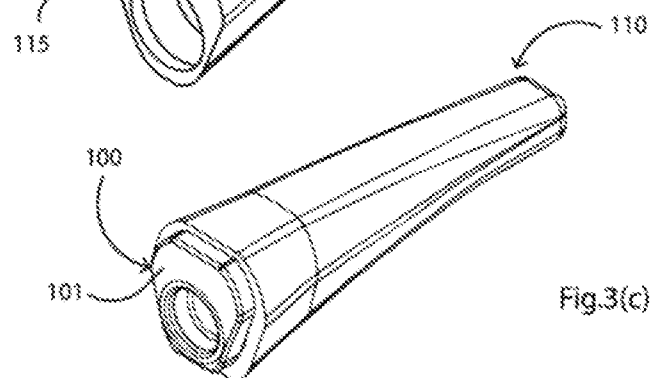
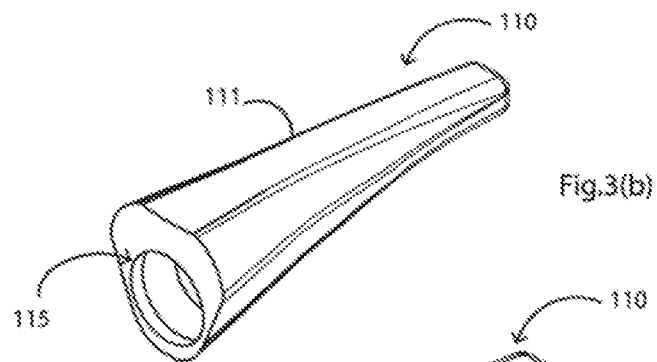
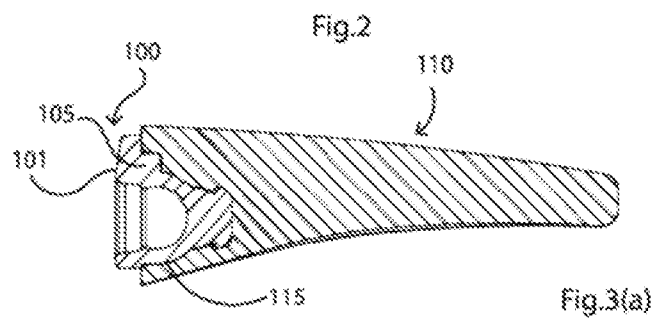
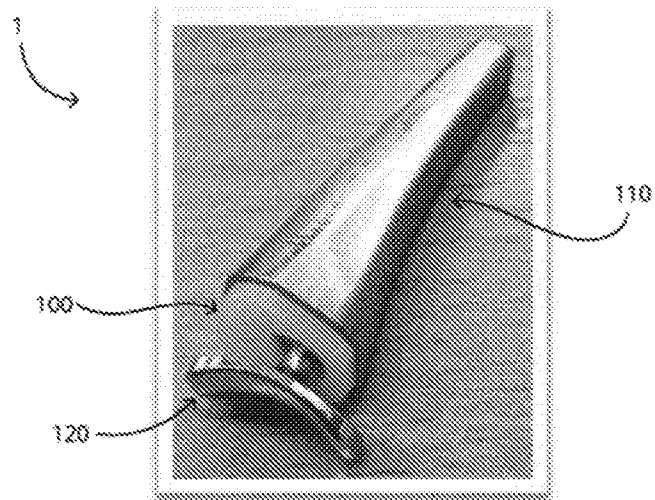
Brown TD, Callaghan JJ. Impingement in Total Hip Replacement: Mechanisms and Consequences. Curr Orthop. 2008;22(6):376-391.

Fig.1(c) (TÉCNICA ANTERIOR)



Brown TD, Callaghan JJ. Impingement in Total Hip Replacement: Mechanisms and Consequences. Curr Orthop. 2008;22(6):376-391. muestra un modelo de Elementos Finitos 3D de dislocación total de cadera.

Fig.1(d) (TÉCNICA ANTERIOR)



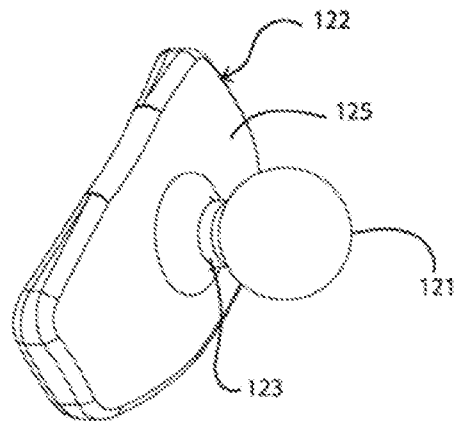


Fig.3(d)

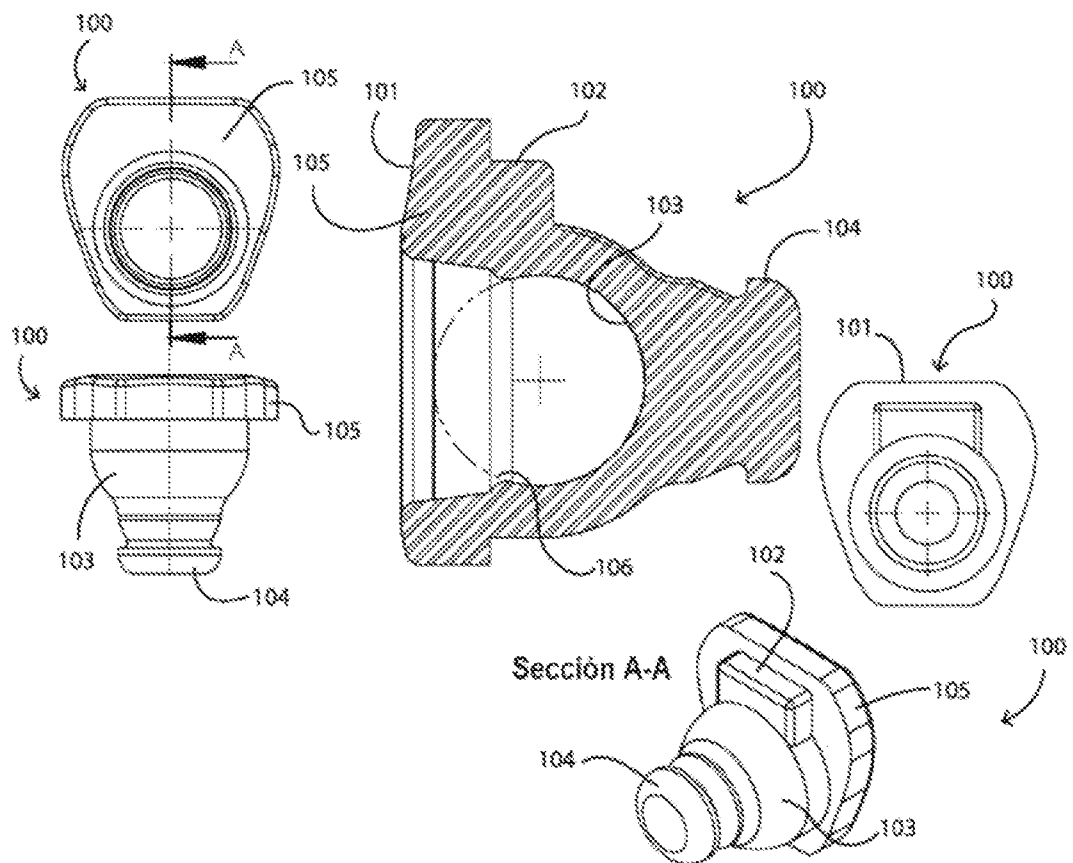


Fig.4

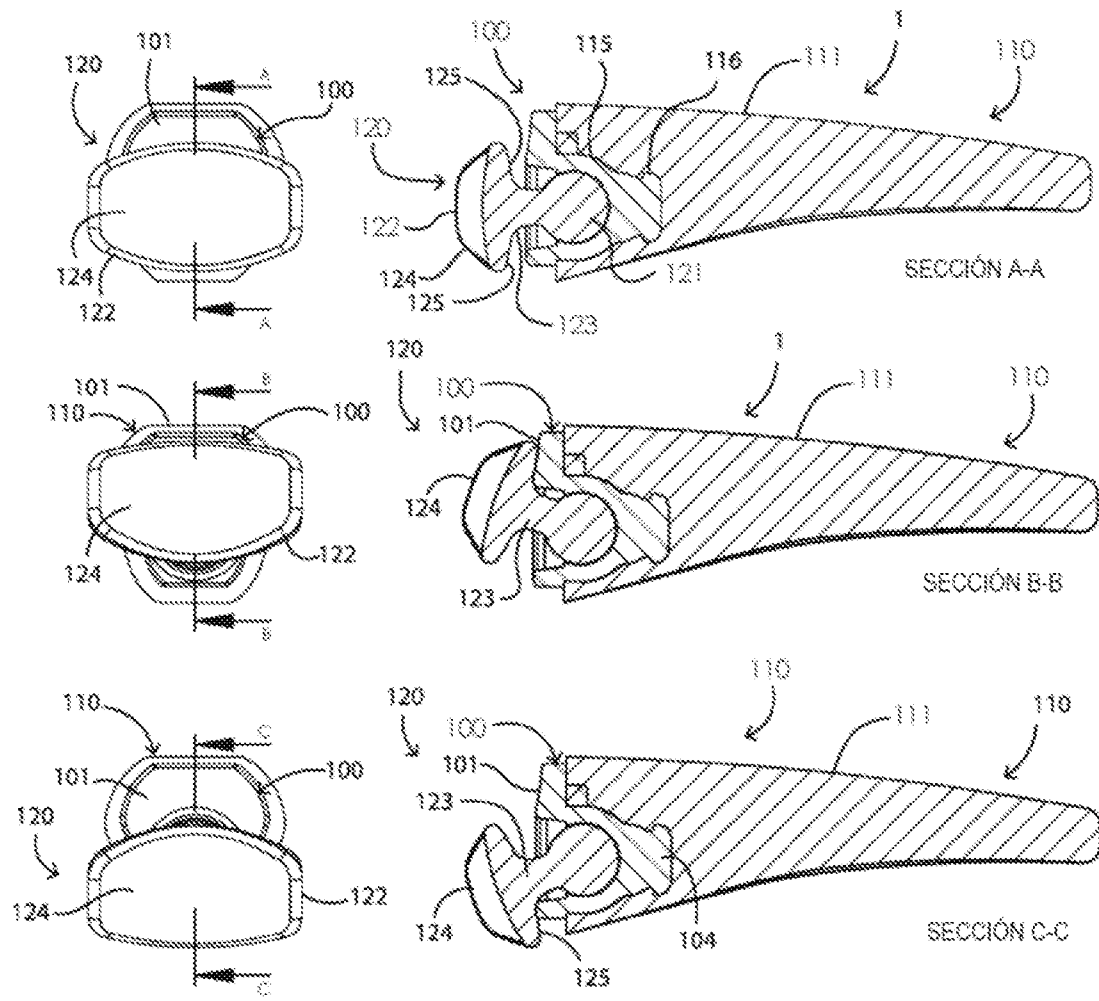


Fig.5

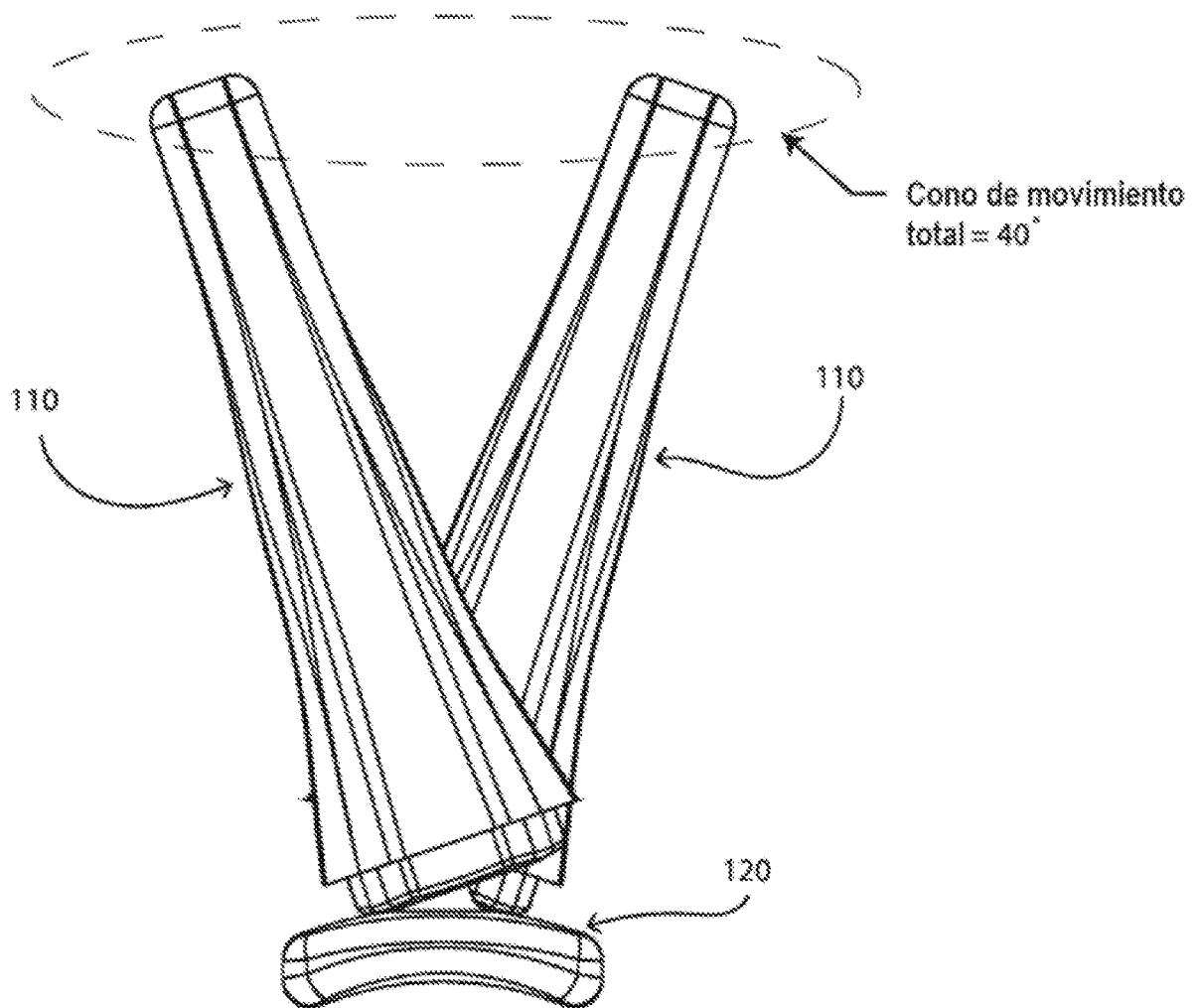


Fig.6

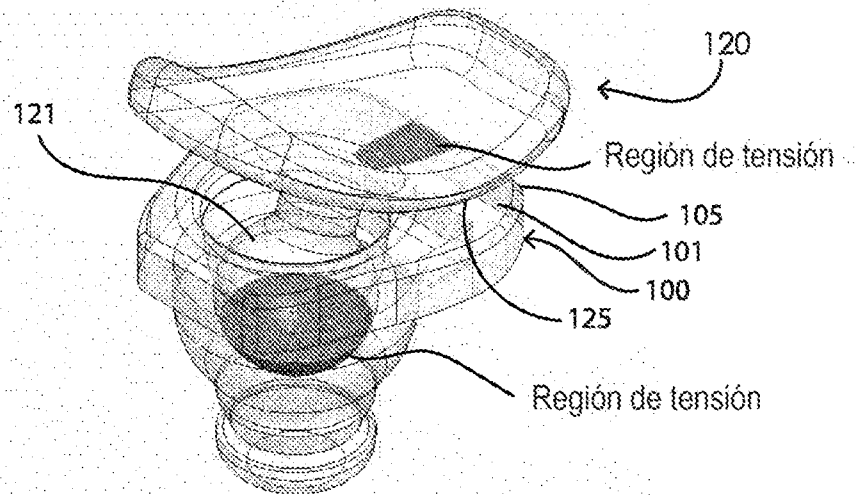


Fig.7(a)

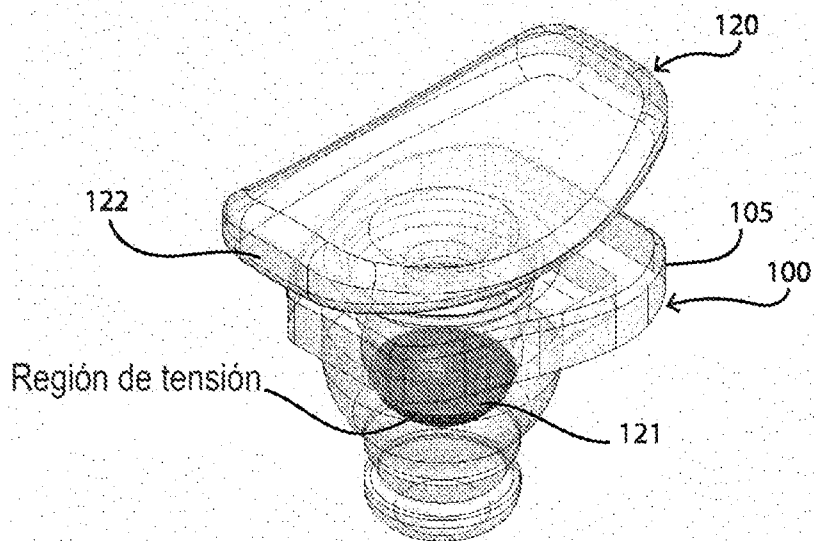


Fig.7(b)

