

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 968 158**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/32** (2006.01)

**A61F 2/34** (2006.01)

**A61F 2/36** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.07.2010 E 16162582 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **25.10.2023 EP 3202372**

54 Título: **Dispositivo de articulación de la cadera**

30 Prioridad:

10.07.2009 SE 0900981	10.07.2009 SE 0900957
10.07.2009 SE 0900959	10.07.2009 SE 0900960
10.07.2009 SE 0900962	10.07.2009 SE 0900963
10.07.2009 SE 0900965	10.07.2009 SE 0900966
10.07.2009 SE 0900968	10.07.2009 SE 0900969
10.07.2009 SE 0900970	10.07.2009 SE 0900972
10.07.2009 SE 0900973	10.07.2009 SE 0900974
10.07.2009 SE 0900976	10.07.2009 SE 0900978
10.07.2009 SE 0900958	30.07.2009 US 229738 P
30.07.2009 US 229739 P	30.07.2009 US 229743 P
30.07.2009 US 229745 P	30.07.2009 US 229746 P
30.07.2009 US 229747 P	30.07.2009 US 229748 P
30.07.2009 US 229751 P	30.07.2009 US 229752 P
30.07.2009 US 229755 P	30.07.2009 US 229761 P
30.07.2009 US 229767 P	30.07.2009 US 229778 P
30.07.2009 US 229786 P	30.07.2009 US 229789 P
30.07.2009 US 229796 P	30.07.2009 US 229735 P

73 Titular/es:

**IMPLANTICA PATENT LTD. (100.0%)**  
**Ideon Science Park**  
**223 70 Lund, SE**

72 Inventor/es:

**FORSELL, PETER**

74 Agente/Representante:

**GONZÁLEZ PECES, Gustavo Adolfo**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**08.05.2024**

ES 2 968 158 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

Dispositivo de articulación de la cadera

### Campo técnico

5 La presente invención se refiere, en general, a dispositivos médicos para su implantación en una articulación de la cadera. El estado de la técnica más próximo es el documento US 2003/236572, que define el preámbulo de la reivindicación 1.

### Técnica anterior

10 La articulación de la cadera es una articulación sinovial que une la pelvis a la porción proximal del hueso femoral. Las articulaciones sinoviales son los tipos de articulaciones más comunes en los mamíferos, y son típicas de casi todas las articulaciones de las extremidades. Las superficies de contacto de la pelvis, el acetábulo, y la superficie de contacto del hueso femoral, la cabeza del fémur, son lisas y redondeadas, y están cubiertas por cartílago articular. Una membrana sinovial, encapsula la articulación, formando una cavidad articular de la cadera, que contiene líquido sinovial. Fuera de la membrana sinovial hay una cápsula fibrosa y ligamentos, que forman una cápsula articular.

15 Existen procesos tanto naturales como patológicos que conducen al deterioro de la función articular. Con la edad y el desgaste, el cartílago articular pierde eficacia como amortiguador y superficie lubricada. Diferentes enfermedades articulares degenerativas, como la artritis, la osteoartritis o la osteoartrosis, aceleran el deterioro.

20 La artrosis de articulación de la cadera es un síndrome en el que la inflamación de bajo grado provoca dolor en las articulaciones de la cadera, causado por el desgaste anormal del cartílago que actúa como amortiguador en el interior de la articulación de la cadera. Este desgaste anormal del cartílago también provoca una disminución del líquido lubricante de las articulaciones, llamado líquido sinovial. Se estima que la artrosis de articulación de la cadera afecta al 80% de las personas mayores de 65 años, en formas más o menos graves.

El tratamiento actual de la artrosis de cadera comprende fármacos AINE, inyecciones locales de ácido hialurónico o glucocorticoides para ayudar a lubricar la articulación de la cadera, y la sustitución de partes de la articulación de la cadera por una prótesis mediante cirugía de la articulación de la cadera.

25 La sustitución de partes de la articulación de la cadera es una de las cirugías más comunes hasta la fecha, que se realiza a cientos de miles de pacientes en el mundo cada año. El método más habitual consiste en colocar una prótesis metálica en el fémur y un recipiente de plástico en el acetábulo. Esta operación se realiza mediante una incisión en la cadera y la parte superior del muslo y a través de la fascia lata y los músculos laterales del muslo. Para acceder a la articulación, es necesario penetrar en la cápsula de soporte unida al fémur y al ilion, lo que dificulta la obtención de una articulación totalmente funcional tras la intervención. A continuación, se corta el fémur por el cuello con una sierra para huesos y se coloca la prótesis en el fémur con cemento óseo o sin él. El acetábulo se ensancha ligeramente con un escariador acetabular y la cazoleta de plástico se coloca con tornillos o cemento óseo.

35 Las complicaciones tras una operación de cadera incluyen la dislocación de la articulación y el aflojamiento de la prótesis de su fijación en el hueso femoral. El aflojamiento y/o la dislocación de la prótesis pueden deberse a un esfuerzo anormal de la articulación de la cadera, por ejemplo, una caída del paciente o un movimiento rápido de la cadera, o a una reacción de los macrófagos del cuerpo.

### Sumario

La presente invención se define en la reivindicación 1.

### Breve descripción de los dibujos

40 La invención se describe ahora, a modo de ejemplo, con referencia a los dibujos adjuntos, en los que sólo las Figuras 34 y 35 ilustran realizaciones de la presente invención:

La Fig. 1a muestra la pelvis en una vista frontal,

La Fig. 1b muestra la pelvis en una vista frontal,

La Fig. 1c muestra la articulación de la cadera en sección,

45 La Fig. 2a muestra la pelvis en una vista lateral,

La Fig. 2b muestra la pelvis en una vista lateral,

La Fig. 2c muestra la pelvis en una vista en perspectiva desde abajo,

La Fig. 2d muestra la pelvis en una vista en perspectiva desde abajo,

- La Fig. 2e muestra esquemáticamente el acetábulo,
- La Fig. 2f muestra esquemáticamente el acetábulo,
- La Fig. 3 muestra la pelvis en una vista lateral,
- La Fig. 4 muestra el dispositivo médico según una realización, en una vista en perspectiva,
- 5 La Fig. 5 muestra el dispositivo médico según una realización, cuando se fija al hueso pélvico,
- La Fig. 6a muestra la pelvis en una vista frontal, cuando el dispositivo médico según dos realizaciones ha sido implantado,
- La Fig. 6b muestra la pelvis en una vista frontal, cuando se ha implantado el dispositivo médico según otras dos realizaciones,
- 10 La Fig. 7 muestra la pelvis en una vista frontal, cuando el dispositivo médico según dos realizaciones ha sido implantado,
- La Fig. 8 muestra un dispositivo médico según una realización, cuando se coloca en una prótesis cabeza del fémur fijada en el hueso femoral.
- La Fig. 9a muestra la pelvis en una vista lateral, cuando el dispositivo médico está implantado,
- 15 La Fig. 9b muestra la pelvis en una vista lateral, cuando el dispositivo médico está implantado,
- La Fig. 10 muestra la pelvis en una vista lateral, cuando el dispositivo médico está implantado,
- La Fig. 11 muestra la pelvis en una vista lateral, cuando el dispositivo médico está implantado,
- La Fig. 12 muestra la pelvis en una vista lateral, cuando el dispositivo médico está implantado,
- La Fig. 13 muestra el dispositivo médico según otra realización,
- 20 La Fig. 14a muestra el dispositivo médico según una realización con dos porciones extensibles,
- La Fig. 14b muestra el dispositivo médico según una realización con tres porciones extensibles,
- La Fig. 14c muestra el dispositivo médico según una realización con tres porciones extensibles,
- La Fig. 14d muestra el dispositivo médico según una realización con cuatro porciones extensibles,
- La Fig. 14e muestra el dispositivo médico según una realización con dos porciones extensibles,
- 25 La Fig. 14f muestra el dispositivo médico según una realización con tres porciones extensibles,
- La Fig. 15a muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su primer estado,
- La Fig. 15a muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su segundo estado,
- 30 La Fig. 16 muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su primer estado,
- La Fig. 17 muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su segundo estado,
- La Fig. 18 muestra el dispositivo médico en sección, cuando se encuentra en su primer estado,
- 35 La Fig. 19 muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su primer estado,
- La Fig. 20 muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su segundo estado,
- 40 La Fig. 21 muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su primer estado,
- La Fig. 22 muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su segundo estado,

- La Fig. 23a muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su primer estado,
- La Fig. 23b muestra un dispositivo médico en sección cuando se encuentra en su primer estado,
- 5 La Fig. 24a muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su segundo estado,
- La Fig. 24b muestra un dispositivo médico en sección cuando se encuentra en su segundo estado,
- La Fig. 25 muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su primer estado,
- 10 La Fig. 26 muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su segundo estado,
- La Fig. 27 muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su primer estado,
- La Fig. 28 muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su segundo estado,
- 15 La Fig. 29 muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su primer estado,
- La Fig. 30 muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su segundo estado,
- 20 La Fig. 31 muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su primer estado,
- La Fig. 32 muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su segundo estado,
- La Fig. 33 muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico, en su primer estado,
- 25 La Fig. 34 muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico según la invención, en su primer estado,
- La Fig. 35 muestra la articulación de la cadera en sección cuando se implanta un dispositivo médico según la invención, en su segundo estado.

### Descripción detallada

- 30 La articulación de la cadera es una rótula sinovial que permite una gran amplitud de movimiento para permitir una pluralidad de movimientos diferentes de la extremidad inferior. A partir de una posición neutral, normalmente son posibles los siguientes movimientos de la articulación de la cadera: Rotación lateral o externa, 30° con la cadera extendida, 50° con la cadera flexionada, rotación medial o interna 40°, extensión o retroversión 20°, flexión o anteversión 140°, abducción 50° con la cadera extendida, 80° con la cadera flexionada, aducción 30° con la cadera extendida, 20° con la cadera flexionada.
- 35 Al sustituir la articulación natural de la cadera por una prótesis de cadera, la profundidad del acetábulo protésico afectará a la amplitud de movimiento; cuanto más profunda sea la cavidad del acetábulo, más restringirá la amplitud de movimiento. Una cavidad más profunda tiene la ventaja de reducir el riesgo de luxación de la articulación de la cadera, que es uno de los principales inconvenientes de las prótesis de cadera actuales.
- 40 La anatomía de la articulación de la cadera y sus alrededores se describe con más detalle por: Marieb et al., Human Anatomy, 2003, Benjamin Cummings, San Francisco, páginas 195 - 202 y por Moore et al., Clinically Oriented Anatomy, 1999, Lippincott, Williams & Wilkins, Baltimore, páginas 501 - 653 .
- 45 Por punto central del cuerpo se entiende en la presente memoria un punto de referencia situado en la intersección del plano medio y el plano coronal y en la parte central del corazón a lo largo de un eje longitudinal (caudal-craneal). Proximal y distal son términos de dirección o localización utilizados en relación con dicho punto central del cuerpo y, por lo tanto, un punto distal es un punto más alejado del punto central en relación con un punto proximal de la misma estructura. Debe entenderse que cualquier plano descrito en el presente documento tiene una extensión infinita. Otros términos anatómicos utilizados en el presente documento se describen con más detalle por Moore et al., Clinically Oriented Anatomy, 1999, Lippincott, Williams & Wilkins, Baltimore, páginas 2 - 10 .

5 Los movimientos funcionales de la cadera deben entenderse como movimientos de la cadera que corresponden, al menos en parte, a los movimientos naturales de la cadera. En algunas ocasiones, los movimientos naturales de la articulación de la cadera pueden estar algo limitados o alterados tras una intervención quirúrgica de la articulación de la cadera, lo que hace que los movimientos funcionales de la cadera de una articulación de la cadera con superficies protésicas sean algo diferentes de los movimientos funcionales de la cadera de una articulación de la cadera natural.

Por actividades cotidianas se entienden aquellas que no están relacionadas con movimientos extremos, como los que requieren algunos deportes físicos. Por ejemplo, las actividades cotidianas comprenden: caminar, sentarse, montar en bicicleta, etc.

10 La posición funcional de un producto sanitario implantable o prótesis es la posición en la que la articulación de la cadera puede realizar movimientos funcionales de la cadera. La posición final debe entenderse como una posición funcional en la que el dispositivo médico no necesita ningún otro cambio de posición para funcionar.

15 La artroscopia debe entenderse como una cirugía de orificio de llave realizada en una articulación, ya que el procedimiento artroscópico podría realizarse en el abdomen del paciente algunos de los pasos de este procedimiento artroscópico son más laparoscópico, sin embargo para el propósito de esta invención los dos términos artroscopia y laparoscopia se utilizan como sinónimos y para el propósito de la presente invención el propósito principal de estos métodos es que son mínimamente invasivos.

20 La deformación elástica se produce cuando un material se deforma bajo tensión (por ejemplo, fuerzas externas), pero recupera su forma original cuando se elimina la tensión. Se entiende por material más elástico aquel que tiene un módulo de elasticidad menor. El módulo elástico de un objeto se define como la pendiente de su curva tensión-deformación en la región de deformación elástica. El módulo elástico se calcula como esfuerzo / deformación, donde el esfuerzo es la fuerza que causa la deformación, dividida por el área a la que se aplica la fuerza; y la deformación es la relación del cambio causado por el esfuerzo.

La elasticidad debe entenderse como la capacidad de un material para deformarse de forma elástica.

La rigidez debe entenderse como la resistencia de un cuerpo elástico a la deformación por una fuerza aplicada.

25 Por material biocompatible debe entenderse un material con bajo nivel de respuesta inmunitaria. Los materiales biocompatibles a veces también se denominan biomateriales. Análogos son los metales biocompatibles un metal biocompatible con baja respuesta inmunitaria como el titanio o el tántalo. El metal biocompatible también podría ser una aleación biocompatible que comprenda al menos un metal biocompatible.

30 Por ajuste de forma debe entenderse un elemento que tiene una parte o sección que está adaptada para permitir una conexión mecánica de dicho elemento con al menos otro elemento utilizando dicha parte o sección. Estructura de ajuste de forma es una estructura de un elemento que permite el ajuste de forma.

35 En las Figs., los números de referencia semejantes designan elementos idénticos o correspondientes a lo largo de las diversas Figs.. Se apreciará que estas Figs. son meramente ilustrativas y no restringen en modo alguno el ámbito de la invención. Por lo tanto, cualquier referencia a la dirección, como "arriba" o "abajo", se refiere únicamente a las direcciones mostradas en las Figs.. Asimismo, todas las dimensiones, etc. que se muestran en las Figs. tienen carácter ilustrativo.

40 La Fig. 1 muestra la pelvis en una vista frontal. La pelvis está formada por los huesos de la cadera derecha e izquierda, que a su vez comprenden el sacro 1803, el ilion 1802, el pubis 1804 y el isquion 1801. La articulación de la cadera alberga los acetábulos derecho e izquierdo 8a,b situados lateral y distalmente en la pelvis. El acetábulo 8a,b es una cavidad de forma esférica en los huesos de la cadera que constituye una de las partes de la articulación de la cadera, el acetábulo 8a,b está adaptado para alojar la cabeza del fémur 5, siendo la porción proximal del hueso femoral 7 que tiene una superficie de contacto esférica adaptada para ser colocada en el acetábulo 8a,b y crear así la articulación de la cadera operable. La pelvis tiene un eje derecho-izquierdo X que se extiende sustancialmente desde la parte inferior del acetábulo izquierdo 8a hasta la parte inferior del acetábulo derecho 8b, teniendo además la pelvis un eje caudal-craneal Y que se extiende perpendicularmente a dicho eje derecho-izquierdo, centralmente y sustancialmente a lo largo de la longitud del paciente, pasando por las porciones dorsales de la sínfisis púbica 1805 y siguiendo sustancialmente la médula espinal 1806, intersectando el eje izquierdo-derecho X.

50 La Fig. 1b muestra la pelvis en una vista frontal que muestra un segundo sistema de coordenadas desplazado. El segundo sistema de coordenadas desplazado tiene su origen O' en la parte inferior del acetábulo 8a. Los ejes X e Y han sido, en una vista frontal, rotados según el ángulo  $\beta$ , creando los ejes X' e Y'. El eje X', estando alineado con el eje cabeza central y columna del fémur cuando la articulación de la cadera está en su posición base, cuando el paciente está de pie o tumbado. En dicha posición de base, el eje X' pasa por un punto O', que es la parte inferior de la cavidad del acetábulo, y un punto central CP, que es un punto en el centro de un círculo definido por los bordes de la cavidad del acetábulo, y además pasa por la parte superior de la cabeza del fémur 5 y sigue por el interior de la columna del fémur 6, alineado con la columna del fémur 6. El eje Y' es perpendicular al eje central de la articulación

de la cadera. El eje Y' es perpendicular al eje X' y pasa por el origen O' en el fondo de la cavidad del acetábulo 8a, paralelo a un plano definido por el círculo definido por los bordes de la cavidad del acetábulo 8a.

La Fig. 1c muestra el hueso pélvico derecho en sección revelando el segundo sistema de coordenadas desplazado. El origen O' se encuentra en la parte inferior de la cazoleta del acetábulo 8. El eje X' está alineado con el eje central de la cabeza del fémur 5 y la columna 6, cuando la articulación de la cadera está en su posición base cuando el paciente está de pie o acostado con la pierna extendida. En dicha posición de base, el eje X' pasa por un punto O', que es el fondo de la cavidad del acetábulo 8, y un punto central CP, que es un punto en el centro de un círculo definido por los bordes de la cavidad del acetábulo 8, y además pasa por la parte superior de la cabeza del fémur 5' y sigue por el interior de la columna del fémur 6, alineada con la columna del fémur 6. El eje Y' es perpendicular al eje central de la cabeza del fémur 5'. El eje Y' es perpendicular al eje X', pasa por el origen O' en el fondo de la cavidad del acetábulo 8, paralelo al plano PC definido por el círculo definido por los bordes de la cubeta del acetábulo 8.

La Fig. 2a muestra la pelvis en una vista lateral, mostrando así la cara posterior del íleon 1802, la cara anterior del isqueon 1801, la cara anterior del pubis 1804 y el sacro 1803 en una vista lateral estricta. La pelvis tiene además un eje dorsoventral Z que es perpendicular al eje caudal-craneal Y y al eje derecho-izquierdo X mostrados en la Fig. 1, y los interseca a ambos creando un origen común O para los tres ejes X,Y,Z. El eje dorsoventral Z y el eje caudal-craneal Y se orientan de tal manera que un plano horizontal de la pelvis PXZ se extiende desde el eje dorsoventral Z, y un plano coronal PXY se extiende desde el eje caudal-craneal Y.

La Fig. 2b muestra la pelvis en una vista plana desde un lado y ligeramente desde abajo, en la dirección del eje X' (que se describe con más detalle en las Figs. 1b y 1c). La vista de la Fig. 2b muestra los ejes Y' y Z' con origen O' en el fondo de la cazoleta del acetábulo 8 que constituye el sistema de coordenadas del acetábulo. Los ejes Y', Z', en esta vista plana, dividen la cazoleta del acetábulo 8 en cuatro cuadrantes: el cuadrante proximal-frontal 1807, el cuadrante distal-frontal 1808, el cuadrante distal-dorsal 1809 y el cuadrante proximal-dorsal 1810.

La Fig. 2c muestra la pelvis en una vista en perspectiva desde abajo y ligeramente desde delante, mostrando el eje X derecho-izquierdo que pasa por el centro de los acetábulos derecho e izquierdo 8. El eje derecho-izquierdo X es perpendicular al eje dorsoventral Z, que también es perpendicular al eje caudal-craneal Y. El plano coronal PXY se extiende desde el eje dorsoventral Y, y el plano horizontal de la pelvis PXZ se extiende desde el eje dorsoventral Z, siendo así perpendicular al plano coronal PXY.

La Fig. 2d muestra el sistema de coordenadas X,Y,Z y los planos PXY, PXZ de la Fig. 2c y el segundo sistema de coordenadas desplazado X',Y',Z', que es el sistema de coordenadas del acetábulo 8, también mostrado en la Fig. 2b. Los ejes del sistema de coordenadas del acetábulo X', Y', Z' tienen su origen O' en el fondo de la cazoleta del acetábulo 8. La Fig. 2d muestra además el plano vertical del acetábulo PX'Y' y el plano horizontal del acetábulo PX'Z', PX'Y' definido por el eje X',Y' y PX'Z' definido por el eje X',Z'. Los planos PX'Y' y PX'Z' dividen la cazoleta 8 del acetábulo en cuatro cuadrantes, el cuadrante proximal-frontal 1807, el cuadrante distal-frontal 1808, el cuadrante distal-dorsal 1809 y el cuadrante proximal-dorsal 1810, de acuerdo con lo divulgado anteriormente, con referencia a la Fig. 2b. La Fig. 2d muestra además la localización del foramen obturatum 1871.

La Fig. 2e muestra, esquemáticamente, cómo el sistema de coordenadas X',Y',Z' del acetábulo se relaciona con la semiesfera definida por la cazoleta 8 del acetábulo.

La Fig. 2f muestra, esquemáticamente, cómo el plano vertical del acetábulo PX'Y', y el plano horizontal del acetábulo PX'Z' dividen el acetábulo 8 en cuatro cuadrantes; el cuadrante proximal-frontal 1807, el cuadrante distal-frontal 1808, el cuadrante distal-dorsal 1809 y el cuadrante proximal-dorsal 1810, de acuerdo con lo anteriormente divulgado, con referencia a las Figs. 2b y 2d.

La Fig. 2g muestra el eje y los planos descritos en la Fig. 2d sin la pelvis, para que los sistemas de coordenadas aparezcan con mayor claridad.

La Fig. 3 muestra la pelvis en la misma vista que la Fig. 2b. Aquí se muestran los planos verticales y horizontales del acetábulo PX'Y' y PX'Z' (que se describen con más detalle en la Fig. 2d) en una vista estrictamente plana. En la Fig. 3 se presentan otros dos planos PX''Y'', que están girados un ángulo  $\alpha$  de 45° en el sentido de las agujas del reloj. Los planos PX''Y'' y PX''Z'', de acuerdo con los planos PX'Y' y PX'Z' dividen la cavidad del acetábulo en cuatro cuadrantes diferentes, que son un cuadrante proximal 1811, un cuadrante frontal 1812, un cuadrante distal 1813 y un cuadrante dorsal 1814.

La Fig. 4 muestra un dispositivo médico para su implantación en la articulación de la cadera de un paciente, que no forma parte de la presente invención. El dispositivo médico está adaptado para fijarse al hueso pélvico del paciente, por ejemplo, mediante un adhesivo, como cemento óseo, o miembros de fijación mecánica, como tornillos ortopédicos. El dispositivo médico comprende una superficie interior 1827 y una superficie exterior 1828. Una porción de contacto de la superficie interior 1827 es esférica y está orientada hacia el centro de la articulación de la cadera, cuando el dispositivo médico está implantado. El interior del dispositivo médico está adaptado para recibir una cabeza del fémur o un reemplazo protésico de la misma que tiene una porción esférica, y la porción de contacto esférica de la superficie interior 1827 está adaptada para estar en contacto con una porción esférica de la superficie exterior de la cabeza del

fémur o un reemplazo protésico de la misma. El dispositivo médico, de acuerdo con la realización mostrada en la Fig. 4, comprende dos porciones extensibles 1823a,b, que extienden la porción de contacto de la superficie interna 1827', de tal manera que las porciones extensibles 1823a,b sujetan la porción esférica de la cabeza del fémur o un reemplazo protésico para el mismo, para sujetar la porción esférica en el dispositivo médico. El dispositivo médico está adaptado para recibir la cabeza del fémur o un reemplazo protésico de la misma, teniendo una columna o columna del fémur protésica fijada a la porción esférica de la cabeza del fémur o reemplazo protésico de la misma. La superficie interna 1827 comprende una línea ecuatorial 1821, siendo la circunferencia circular más grande de la superficie interna. Las dos porciones extensibles pasan más allá de la línea ecuatorial 1821, de tal manera que una porción final 1829 de la porción de contacto, siendo aquí de la porción extensible 1823b de la superficie interna 1827, forma una línea de extensión circular 1822 colocada distal a la línea ecuatorial 1821, cuando el dispositivo médico es implantado, y teniendo una circunferencia más pequeña que la línea ecuatorial 1821; por lo tanto una distancia 1826 entre un eje central P del dispositivo médico y la línea de extensión 1822 es más corta que una distancia 1825 entre el eje central P y la línea ecuatorial 1821.

La Fig. 5 muestra el dispositivo médico descrito con referencia a la Fig. 4 cuando está implantado. Según esta realización, el dispositivo médico está adaptado para ser fijado mediante tornillos ortopédicos 1830, fijando mecánicamente el dispositivo médico al hueso pélvico 9, al comprender el dispositivo médico orificios a través de los cuales se colocan los tornillos 1830. En la Fig. 5, la porción de contacto de la superficie interior 1827 se ha colocado en contacto con la porción esférica de una prótesis de la cabeza del fémur 5 que se fija a una prótesis de la columna del fémur 6, sustituyendo la prótesis la cabeza 5 y la columna del fémur 6 la porción proximal del hueso femoral. Las dos porciones extensibles 1823a y 1823b extienden la porción de contacto de la superficie interior y sujetan la porción esférica de la prótesis de la cabeza del fémur 5, para sujetar la porción esférica en el dispositivo médico. La superficie interior comprende la línea ecuatorial 1821, y las porciones extensibles 1823a,b que pasan más allá de la línea ecuatorial 1821 y comprenden la línea de extensión más distal 1822 que tiene una circunferencia menor que la línea ecuatorial 1821. La línea de extensión más distal 1822 está situada a una distancia D1 de la línea ecuatorial 1821. De acuerdo con esta realización la línea de extensión 1822 es paralela a la línea ecuatorial 1821, sin embargo esto no es necesariamente así en otras realizaciones.

La porción extensible 1823a de acuerdo con la realización mostrada en la Fig. 5 se extiende circunferencialmente a lo largo de la línea del ecuador, una distancia D2. A lo largo de otra porción de la línea del ecuador, una distancia D3, no hay porción extensible, lo que permite que la columna del fémur 6 entre el espacio entre la primera y la segunda porción extensible 1823a,b, lo que crea un rango de movimiento más amplio de la articulación de la cadera.

Las porciones extensibles se extienden así discontinuamente a lo largo de la línea ecuatorial 1821, de tal manera que una porción de la columna del fémur 6 puede situarse entre la línea de extensión 1822 y la línea ecuatorial 1821.

La porción extensible, de acuerdo con cualquiera de las realizaciones, adaptada para sujetar la cabeza del fémur o el reemplazo protésico para sujetar la cabeza del fémur o el reemplazo protésico de la misma en el dispositivo médico, podría adaptarse además para liberar la cabeza del fémur o el reemplazo protésico de la misma cuando se ejerce una tensión lo suficientemente grande en la articulación. Esta característica permite que el cabeza del fémur o prótesis de reemplazo de la misma estén fijamente unidos al dispositivo médico en condiciones normales de uso y se suelten del dispositivo médico, por ejemplo, en caso de accidente, reduciendo así el riesgo de dañar las estructuras corporales, como el hueso femoral, o las fijaciones entre las estructuras corporales y las partes protésicas, como la fijación entre el hueso femoral y un vástago protésico al que se fijan la columna protésica y la cabeza del fémur.

Según una realización, los elementos extensibles, como por ejemplo los que se muestran en las Figs. 1 - 5, se colocan de tal manera que los elementos de extensión restringen mínimamente el rango de movimiento, o de manera que no limitan el rango de movimiento utilizado en la vida cotidiana. La articulación de la cadera es una rótula sinovial que permite una gran amplitud de movimiento para permitir una pluralidad de movimientos diferentes de la extremidad inferior. A partir de una posición neutral, normalmente son posibles los siguientes movimientos de la articulación de la cadera: Rotación lateral o externa, 30° con la cadera extendida, 50° con la cadera flexionada, rotación medial o interna 40°, extensión o retroversión 20°, flexión o anteversión 140°, abducción 50° con la cadera extendida, 80° con la cadera flexionada, aducción 30° con la cadera extendida, 20° con la cadera flexionada. En los rangos de movimiento de abducción y aducción, la profundidad de la cubeta del acetábulo y, por tanto, las porciones en extensión no restringen el rango de movimiento de forma crítica, ya que el rango de movimiento de la cadera normal está restringido en estos movimientos, en personas normalmente ágiles, por los músculos, tendones y ligamentos que rodean la articulación de la cadera.

La Fig. 6a muestra una vista frontal del pubis y de las porciones proximales de los huesos femorales 7 cuando se han implantado en la articulación de la cadera dos realizaciones del dispositivo médico que no forma parte de la presente invención. El dispositivo médico mostrado colocado en la cabeza del fémur derecho 5a y colocado en el acetábulo derecho 8a comprende una porción extensible 1823, aquí colocada dorsal al plano vertical del acetábulo PX'Y', limitando así sólo parcialmente la abducción en exceso de 50°. Según la realización mostrada, la porción extensible 1823 se extiende circunferencialmente a lo largo de la línea ecuatorial 1821 aproximadamente 1/10 de la longitud de la línea ecuatorial 1821, sin embargo, en otras realizaciones la porción extensible 1823 se extiende a lo largo de tanto como la mitad de la longitud de la línea ecuatorial 1821, y en otras realizaciones la porción extensible 1823 se extiende

tan poco como aproximadamente 1/30 de la longitud de la línea ecuatorial 1821. El dispositivo médico mostrado colocado en el fémur izquierdo 5b y colocado en el acetábulo izquierdo 8b comprende dos porciones extensibles 1823a,b, estando ambas colocadas dorsalmente al correspondiente plano vertical del acetábulo PX'Y' del acetábulo izquierdo (no mostrado), limitando así el rango de movimiento de la articulación de la cadera de una manera no restrictiva, en relación con las actividades cotidianas. Tanto en la realización derecha como en la izquierda, las porciones extensibles 1823 se extienden de forma discontinua a lo largo de la línea ecuatorial 1821, permitiendo así que la columna del fémur 6 se coloque parcialmente entre la línea ecuatorial y la línea de extensión, y en la realización izquierda, se coloque entre las porciones extensibles 1823a,b, entrando así en la cavidad entre las porciones extensibles 1823a,b.

La Fig. 6b muestra una vista frontal del pubis y las porciones proximales de los huesos femorales 7 cuando se han implantado en la articulación de la cadera otras dos realizaciones del dispositivo médico que no forma parte de la presente invención. El dispositivo médico mostrado colocado en la cabeza del fémur derecha 5a y colocada en el acetábulo derecho 8a comprende una porción extensible 1823, aquí colocada en el cuadrante proximal, que se revela además con referencia a la Fig. 3, limitando así el rango de movimiento de la articulación de la cadera, de una manera no restrictiva, en relación con las actividades cotidianas. De acuerdo con la realización mostrada, la porción extensible 1823 se extiende circunferencialmente a lo largo de la línea ecuatorial 1821 aproximadamente 1/10 de la longitud de la línea ecuatorial 1821, sin embargo, en otras realizaciones la porción extensible 1823 se extiende a lo largo tanto como la mitad de la longitud de la línea ecuatorial 1821, y en otras realizaciones la porción extensible 1823 se extiende tan poco como aproximadamente 1/30 de la longitud de la línea ecuatorial 1821. El dispositivo médico mostrado colocado en el fémur izquierdo 5b y colocado en el acetábulo izquierdo 8b comprende dos porciones extensibles 1823a,b, que se colocan en los cuadrantes proximal y distal, limitando así el rango de movimiento de la articulación de la cadera de una manera no restrictiva, en relación con las actividades cotidianas.

La Fig. 7 muestra la pelvis y las porciones proximales de los huesos femorales 7 incluyendo la realización de la Fig. 6a, con la diferencia de que la cabeza natural del fémur y una porción de la columna natural del fémur han sido sustituidas por una prótesis cabeza del fémur 1833 y una prótesis columna del fémur 1832. La prótesis comprende además un vástago protésico 1831 adaptado para ser colocado en el interior y fijado al hueso femoral, ya sea utilizando cemento óseo o mediante la superficie del vástago adaptada para facilitar el crecimiento del hueso, fijando así el vástago. La columna del fémur protésica 1832 podría coordinarse con las porciones extensibles 1823 del dispositivo médico para mejorar aún más el rango de movimiento de la articulación de la cadera, o no limitar el rango de movimiento natural de la articulación de la cadera.

La Fig. 8 muestra el dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, según una realización en la que el dispositivo médico comprende dos porciones extensibles 1823a,b. El dispositivo médico se coloca en una columna del fémur protésica 1832, al que se une una cabeza del fémur protésica 1833. La prótesis comprende además un vástago 1831 que está adaptado para fijarse en el interior del hueso femoral 7. La columna del fémur protésica 1832 está aquí adaptada para mejorar aún más el rango de movimiento de la articulación de la cadera, o para no limitar el rango de movimiento natural de la articulación de la cadera, mediante la columna del fémur protésica 1832 que comprende una cavidad 1834 en la que pueden colocarse las porciones extensibles 1823.

La Fig. 9a muestra la pelvis en una vista lateral, el dispositivo médico que no forma parte de la presente invención comprende dos porciones extensibles 1823a,b, ambas extendidas circunferencialmente a lo largo de la línea del ecuador (como se describe en la Fig. 5) dorsal al eje caudal-craneal Y y adaptadas para sujetar la cabeza del fémur o un reemplazo protésico de la misma. Las porciones extensibles 1823a,b que se extienden dorsal al eje caudal-craneal Y y así reduciendo el efecto limitador que las porciones extensibles 1823a,b, tienen en el rango de movimiento de la articulación de la cadera. De acuerdo con la realización mostrada en la Fig. 9a, la porción extensible 1823a colocada proximalmente en el acetábulo se extiende circunferencialmente una distancia de aproximadamente  $\frac{1}{4}$  de la longitud de la línea ecuatorial, y la porción extensible 1823b colocada distalmente en el acetábulo se extiende circunferencialmente una distancia de aproximadamente 1/10 de la longitud de la línea ecuatorial, sin embargo es igualmente concebible que esta relación sea al revés, o que cualquiera de las porciones que circunferencialmente se extienden una distancia de tanto como la mitad de la longitud de la línea de ecuador, así extendiendo la distancia entera de la línea de ecuador que es dorsal al acetábulo vertical plano PX'Y', o que cualquiera de las porciones extensibles 1823a,b se extiende una distancia que es tan pequeña como 1/30 de la distancia de la línea de ecuador. De acuerdo con la realización mostrada en la Fig. 9a, la primera porción extensible 1823a se extiende en dirección distal-lateral desde el acetábulo, y la segunda porción extendida 1823b se extiende medialmente hacia el foramen obturatum.

La Fig. 9b muestra la pelvis en una vista lateral, el dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, comprende dos porciones extensibles 1823a,b, las dos porciones extensibles 1823a,b se extienden en el cuadrante proximal 1811 y el cuadrante distal 1813, respectivamente.

Existen múltiples formas de adaptar las porciones extensibles 1823 para reducir los efectos que las extensiones tienen sobre el rango de movimiento de la articulación de la cadera.

5 La Fig. 10 muestra la pelvis en una vista lateral, el dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, mostrada comprende una porción extensible 1823 que se extiende y se adapta para sujetar la cabeza del fémur, o un reemplazo protésico para el mismo. La porción extensible 1823 se extiende circunferencialmente a lo largo de la línea del ecuador dentro del cuadrante proximal 1811, que se revela con más detalle con referencia a la Fig. 3. De acuerdo con la realización mostrada en la Fig. 10, la porción extensible 1823 se extiende en dirección distal-lateral desde el acetábulo.

10 La Fig. 11 muestra la pelvis en una vista lateral, el dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención mostrado, comprende una porción extensible continua 1823 con dos porciones extensibles 1823a y 1823b que se extienden más allá en relación con la extensión media de la porción extensible. Toda la porción extensible está colocada en los cuadrantes proximal, distal y dorsal y las porciones extensibles 1823a,b que se extienden más allá de la extensión media de la porción extensible 1823 se extienden en el cuadrante proximal y distal.

15 La Fig. 12 muestra la pelvis en una vista lateral, el dispositivo médico que no forma parte de la presente invención mostrada comprende cuatro porciones extensivas 1823a,b,c,d, en las que la primera porción extensiva 1823a y la segunda porción extensiva 1823b se extiende en el cuadrante proximal y distal, respectivamente, por lo que la primera porción extensiva 1823a se extiende en dirección distal-lateral desde el acetábulo, y la segunda porción que se extiende 1823b que se extiende medialmente hacia el foramen obturatum. La tercera porción extensible 1823c que se extiende en el cuadrante frontal 1812, fuera del acetábulo en dirección dorsal, se extiende menos que la primera y segunda porción extensible, ya que las porciones extensibles 1823c en el cuadrante frontal limitan más el rango de movimiento normal de la articulación de la cadera. La cuarta porción extensible 1823d se extiende en el cuadrante dorsal de acuerdo con la tercera porción extensible 1823c no se extiende tanto como la primera y segunda porciones extensibles.

25 La Fig. 13 muestra una realización alternativa del dispositivo médico que no forma parte de la presente invención. En la realización alternativa, el dispositivo médico comprende una primera parte 1841 adaptada para fijarse al hueso pélvico del paciente. La primera parte comprende una superficie de contacto interior adaptada para estar en conexión móvil con una superficie de contacto exterior de una segunda parte 1842. La segunda parte 1842 se fija de forma giratoria a la primera parte 1841 mediante un miembro de conexión giratorio 1843. Una superficie de contacto exterior de una prótesis de la cabeza del fémur 1833 está adaptada para ponerse en contacto con la superficie interior de la segunda parte 1842 y ser móvil en múltiples direcciones, reproduciendo así la rótula natural de la cadera. La segunda parte 1842 comprende dos porciones extensibles 1823a,b que se extienden más allá de la línea ecuatorial 1845 de la segunda parte 1842. Las porciones extensibles 1823a,b se extienden longitudinalmente de forma discontinua a lo largo de la línea ecuatorial, creando así un área entre las porciones extensibles, en la que puede colocarse una porción de la columna del fémur protésica, colocándose así parcialmente entre la línea ecuatorial 1845 y la línea de extensión 1846. La construcción mostrada en la Fig. 13 permite que la segunda parte 1842 gire si la columna del fémur 1832 engrana con las porciones extensibles 1823a,b, que están inclinadas para este propósito. De esta manera, la segunda parte 1842 se coloca siempre de tal manera que la columna del fémur 1832 puede colocarse parcialmente entre la línea ecuatorial 1845 y la línea de extensión 1846, lo que crea un rango óptimo de movimiento mientras la segunda parte sujeta la cabeza del fémur protésica 1833, y restringiendo así la cabeza del fémur 1833 en la segunda parte 1842 del dispositivo médico. De acuerdo con la realización mostrada, la cabeza del fémur y la columna es una cabeza del fémur 1833 y columna 1832 protésica, que comprende un vástago protésico 1831 adaptado para ser fijado en el hueso femoral 7, sin embargo, en otras realizaciones, es igualmente concebible que la cabeza del fémur natural sea resurgida y colocada en la segunda parte 1842.

45 La Fig. 14a muestra el dispositivo médico 65, que no forma parte de la presente invención, en una vista en perspectiva desde abajo de acuerdo con una realización. En esta realización el dispositivo médico comprende dos porciones extensibles 1823a, b. El dispositivo médico 65 está según esta realización adaptado para ser fijado al hueso pélvico por medio de un adhesivo que está adaptado para ser colocado en conexión con los rebajes adhesivos 1870 de la superficie exterior del dispositivo médico 65. El dispositivo médico 65 está según esta realización adaptado para ser fijado al hueso pélvico por medio de un adhesivo que está adaptado para ser colocado en conexión con los rebajes adhesivos 1870 de la superficie exterior del dispositivo médico 65.

50 La Fig. 14b muestra un dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, similar al dispositivo médico divulgado con referencia a la Fig. 14a, pero con la diferencia de que comprende tres porciones de igual extensión 1823a,b,c.

La Fig. 14c muestra un dispositivo médico similar al dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, divulgado con referencia a la Fig. 14a, pero con la diferencia de que comprende dos porciones 1823a,b de igual extensión y una porción 1823c de menor extensión.

55 La Fig. 14d muestra un dispositivo médico similar al dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, divulgado con referencia a la Fig. 14a, pero con la diferencia de que comprende cuatro porciones 1823a,b,c,d que se extienden por igual.

La Fig. 14e muestra un dispositivo médico similar al dispositivo médico que no forma parte de la presente invención divulgado con referencia a la Fig. 14a, pero con la diferencia de que las dos porciones extensibles se colocan más alejadas entre sí, y por lo tanto están adaptadas para colocarse en el cuadrante proximal y distal, cuando se implantan.

5 La Fig. 14f muestra un dispositivo médico que no forma parte de la presente invención similar al dispositivo médico divulgado con referencia a la Fig. 14a, pero que comprende además una porción menos extensible 1823c situada entre las porciones extensibles primera y segunda 1823a,b.

Las porciones extensibles del dispositivo médico que se han descrito podrían estar realizadas de un material elástico, permitiendo que las porciones extensibles pasen sobre la cabeza del fémur.

10 Las porciones extensibles del dispositivo médico, que se han descrito, podrían estar extendidas circunferencialmente una distancia tal que el material en la porción que se extiende ejerce una presión significativa y asiste así a la fijación del dispositivo médico la cabeza del fémur. Esta distancia extendida circunferencialmente podría según una realización ser más que 2mm y según otro realización ser más de 5mm, y según otro realización ser más de 8mm, y según otro realización ser más de 12mm. En otras realizaciones en las que el dispositivo médico comprende una pluralidad de porciones extensibles, por ejemplo, en una realización en la que una primera porción que se extiende es menor que  
 15 una segunda porción que se extiende, es posible que la porción que se extiende menos se extienda circunferencialmente más lejos que la porción que se extiende más, por ejemplo, la porción que se extiende menos podría extenderse circunferencialmente una distancia de más de 10 mm y la porción que se extiende más podría extenderse una distancia de menos de 10 mm, o la parte menos extendida podría extenderse circunferencialmente una distancia de más de 20 mm y la parte más extendida podría extenderse una distancia de menos de 20 mm. De  
 20 acuerdo con realizaciones en las que el dispositivo médico comprende una pluralidad de porciones extensibles que se extienden sustancialmente a una longitud igual, una primera de las porciones extensibles podría extenderse circunferencialmente más de 2 mm, y de acuerdo con otra realización, más de 5 mm, y de acuerdo con otra realización, más de 8 mm, y de acuerdo con otra realización, más de 12 mm, así como la segunda porción que se extiende podría extender circunferencialmente más de 2mm y según otra realización, más de 5mm, y según otra realización, más de  
 25 8mm, y según otra realización, más de 12mm, análogo para una posiblemente tercera o cuarta porción que se extiende.

La Fig. 15a muestra el dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, en una realización en la que el dispositivo médico se fija al hueso pélvico 9. El dispositivo médico comprende porciones extensibles que a su vez sirven como miembros liberadores 801 adaptados, en un primer estado, para sujetar la cabeza del fémur en el  
 30 dispositivo médico y en un segundo estado liberar la cabeza del fémur 5 del dispositivo médico. El miembro de liberación 801 está adaptado para cambiar del primer estado al segundo estado cuando se ejerce una tensión predeterminada sobre el miembro de liberación 801. La tensión puede ser causada por una lesión en el fémur. La tensión puede ser causada por un movimiento anormal de la articulación de la cadera, por ejemplo, como resultado de una caída del paciente. De acuerdo con la realización mostrada en la Fig. 14, el miembro de liberación 801 comprende una porción elástica que comprende material elástico, siendo la realización mostrada el miembro de liberación 801 completo. El miembro de liberación está adaptado para poder cambiar de forma no invasiva del primer estado al segundo estado y del segundo estado al primer estado, cuando, por ejemplo, se coloca una tensión predeterminada en el miembro de liberación 801.

La Fig. 15b muestra la articulación de la cadera en sección cuando el miembro de liberación 801 está en su segundo estado, en el que el miembro de liberación 801 se adapta para liberar la cabeza del fémur 5 del dispositivo médico, colocado en el hueso pélvico 9. El miembro de liberación 801 ha cambiado del primer estado al segundo estado porque se ha colocado una tensión predeterminada en el miembro de liberación 801.

La Fig. 16 muestra el dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, según una realización en la que el dispositivo médico comprende miembros de sujeción 802a,b, adaptados para deslizarse contra la cabeza del fémur 5, o un reemplazo protésico de la misma. Los miembros de sujeción están adaptados para, en un primer estado, sujetar la cabeza del fémur 5, o un reemplazo protésico de la misma, en un segundo estado el miembro de liberación 801 se adapta para liberar la cabeza del fémur 5, o un reemplazo protésico de la misma, del dispositivo médico colocado en el hueso pélvico 9. Los elementos de sujeción 802a,b están accionados por resorte a través de un resorte 803a,b que se coloca entre un miembro de calibración, que es un tornillo de calibración 804a,b, y los miembros de retención 802a,b. La fuerza ejercida sobre los miembros de sujeción 802a,b por el muelle 803a,b está adaptada para mantener la cabeza del fémur 5, o una prótesis de reemplazo, en el dispositivo médico en movimientos normales y funcionales de la articulación de la cadera, pero liberar la cabeza del fémur 5, o una prótesis de reemplazo de la misma, del dispositivo médico cuando se ejerce una tensión predeterminada sobre el miembro de liberación que podría ser causada por un movimiento anormal de la articulación de la cadera, por ejemplo, como resultado de una caída del  
 50 paciente. Los tornillos de calibración 804a,b permiten predeterminar la tensión que hará que los miembros de sujeción 802a,b pasen de estar en un primer estado a estar en un segundo estado.

La Fig. 17 muestra los miembros de liberación en su segundo estado, cuando se ha superado una tensión predeterminada, preferiblemente causada por un movimiento anormal de la articulación de la cadera, por ejemplo, como resultado de una caída del paciente. Los miembros de sujeción 802a,b se retraen dentro de los manguitos 806

del dispositivo médico, comprimiendo así los muelles 803a,b. La retracción de los miembros de sujeción 802a,b hace que la cabeza del fémur 5, o una prótesis de reemplazo de la misma, se disloque de su posición en el dispositivo médico, lo que, cuando se ejerce una gran tensión sobre la articulación de la cadera y el hueso femoral 7, reduce el riesgo de que el paciente se fracture el hueso femoral 7 o el hueso pélvico 9. Los miembros de sujeción 802a,b están adaptados para poder cambiar de forma no invasiva del primer estado al segundo estado y del segundo estado al primer estado, cuando se aplica una tensión predeterminada sobre los miembros de sujeción 802a,b.

La Fig. 18 muestra el dispositivo médico que no forma parte de la presente invención en sección, con los miembros de sujeción 802, colocados en manguitos 806 distribuidos uniformemente a lo largo de la sección transversal del dispositivo médico, sujetando la cabeza del fémur 5, o una prótesis de reemplazo de la misma, en posición en el dispositivo médico.

Fig. 19 muestra una realización alternativa del principio mostrado en las Figs. 16-18, en la que los miembros de sujeción 802a,b, comprenden miembros en forma de bola 805a,b en contacto con la cabeza del fémur 5, o un reemplazo protésico de la misma, y estando adaptados para rodar contra la cabeza del fémur 5, o un reemplazo protésico de la misma, manteniendo la cabeza del fémur 5, o una prótesis de reemplazo de la misma, en su lugar en el dispositivo médico, mediante los miembros de sujeción 802a,b que ejercen fuerza sobre la cabeza del fémur 5, o una prótesis de reemplazo de la misma, a través del contacto con los muelles 803a,b soportados por los tornillos de calibración 804a,b.

La Fig. 20 muestra los miembros de liberación en su segundo estado, cuando se ha superado una tensión predeterminada, preferiblemente causada por un movimiento anormal de la articulación de la cadera, por ejemplo, como resultado de una caída del paciente. Los miembros de sujeción 802a,b, que comprenden los miembros en forma de bola 805a,b, se retraen en los manguitos 806 del dispositivo médico, comprimiendo así los muelles 803a,b. La retracción de los miembros de sujeción 802a,b hace que la cabeza del fémur 5, o una prótesis de reemplazo de la misma, se disloque de su posición en el dispositivo médico, lo cual, cuando se ejerce una gran tensión sobre la articulación de la cadera y el hueso femoral 7, reduce el riesgo de que el paciente se fracture el hueso femoral 7 o el hueso pélvico 9. Los miembros de sujeción 802a,b están adaptados para poder cambiar de forma no invasiva del primer estado al segundo estado y del segundo estado al primer estado, cuando se ejerce una tensión predeterminada sobre los miembros de sujeción 802a,b, lo que permite sustituir la cabeza del fémur 5, o una prótesis de reemplazo de la misma, en el dispositivo médico sin un procedimiento quirúrgico.

La Fig. 21 muestra el dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, en una realización en la que los miembros de liberación 801 comprenden un dispositivo de ruptura 807, 808, 809 adaptado para fallar a una tensión predeterminada. De acuerdo con esta realización, el dispositivo de ruptura es un pasador de ruptura 807, 808, 809 que comprende una parte de base 809a,b fijada al dispositivo médico y una parte de ruptura 807a,b unida a la parte de base 809a,b a través de una sección debilitada 808a,b, en cuya sección la parte de ruptura 807a,b se desprende de la parte de base 809a,b cuando se aplica una tensión predeterminada sobre el dispositivo de ruptura en contacto con la cabeza del fémur 5, o un reemplazo protésico de la misma.

La Fig. 22 muestra el dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, según la realización de la Fig. 21 cuando el dispositivo de ruptura ha fallado debido a que se ha superado una tensión predeterminada en el dispositivo de ruptura. De acuerdo con una realización, (no mostrada) las partes de ruptura 807a,b están aseguradas a la parte base a través de un cable de seguridad que mantiene las partes de ruptura 807a,b en proximidad a la parte base 809a,b incluso después del fallo del dispositivo de ruptura.

La Fig. 23a muestra el dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, según una realización en la que el dispositivo médico comprende un manguito circular 806, en el que se proporciona una banda elástica o de ruptura 810. La banda elástica o de ruptura 810 está adaptada para rodear al menos parcialmente el fémur en forma de bola 5, o reemplazo protésico de la misma. Cuando se ejerce una tensión predeterminada sobre la banda elástica o de ruptura 810, la abertura circular que rodea la cabeza del fémur 5, o reemplazo protésico de la misma, se expande y la cabeza del fémur 5, o reemplazo protésico de la misma, se libera del dispositivo médico, al que está sujeto por medio de la banda elástica 610. La banda elástica o de ruptura 810 está adaptada para rodear, al menos parcialmente, la cabeza del fémur 5, o reemplazo protésico de la misma. En las realizaciones en las que el dispositivo médico comprende una banda de ruptura 810 que sujeta la cabeza del fémur 5, o reemplazo protésico de la misma, en el dispositivo médico, una parte debilitada 811 de la banda 810 falla y, por lo tanto, la abertura circular que rodea la cabeza del fémur 5, o reemplazo protésico de la misma, se expande y la cabeza del fémur 5, o reemplazo protésico de la misma, se libera del dispositivo médico. En las realizaciones en las que la banda 810 es una banda elástica 810 es concebible que la banda 810 comprenda una parte o sección elástica, o que toda la banda 810 esté realizada de un material elástico.

La Fig. 23b muestra el dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, en sección cuando la banda elástica o de ruptura 810, que sujeta la cabeza del fémur 5, o una prótesis de reemplazo de la misma, se coloca en un manguito circular 806 en el dispositivo médico. Se proporciona una abertura o porción debilitada 811 perpendicular a la circunferencia de la banda 810.

La Fig. 24a muestra el dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, en un segundo estado en el que la cabeza del fémur 5, o un reemplazo protésico de la misma, se libera de la conexión con el dispositivo médico, después de que se haya colocado una mancha predeterminada en la banda elástica o de ruptura 810. Como se muestra en la Fig. 24b, el hueco o parte debilitada se ha expandido, permitiendo así que la cabeza del fémur, o un reemplazo protésico de la misma, 5 pase a través de la abertura definida por la banda elástica o de ruptura 810. El dispositivo médico podría adaptarse para poder cambiar de forma no invasiva del primer estado al segundo estado y del segundo estado al primer estado, cuando se ejerce una tensión predeterminada sobre la banda 810, lo que permite sustituir la cabeza del fémur 5, o una prótesis de reemplazo de la misma, en el dispositivo médico sin un procedimiento quirúrgico.

10 La Fig. 25 muestra el dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, según una realización en la que el miembro de liberación 801 comprende un ala elástica del dispositivo médico, que está asistida por una banda elástica o de ruptura 810 que rodea el dispositivo médico encerrando la cabeza del fémur 5, o un reemplazo protésico de la misma, en el dispositivo médico que pasa más allá del punto de la cabeza del fémur 5, o un reemplazo protésico de la misma, que tiene una mayor distancia de sección transversal. La banda elástica o de ruptura 810 se sujeta al dispositivo médico mediante la colocación de la banda 810 en una ranura a lo largo de la circunferencia del dispositivo médico. No obstante, dicha ranura podría ser asistida o sustituida por un adhesivo o un elemento de fijación mecánico.

15 La Fig. 26 muestra el dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, cuando se encuentra en su segundo estado, en el que el miembro de liberación 801 libera la cabeza del fémur 5 o un reemplazo protésico de la misma, del dispositivo médico. En las realizaciones en las que la banda 810 es una banda elástica 810 podría expandirse, ampliando así el orificio a través del cual puede pasar la cabeza del fémur 5, o un reemplazo protésico de la misma. En las realizaciones en las que la banda 810 es una banda de ruptura, la banda 810 falla y, por lo tanto, la cabeza del fémur 5, o una prótesis de reemplazo de la misma, se mantiene en su lugar únicamente por el miembro de liberación 801, que es una parte de la porción extensible adaptada para liberar la cabeza del fémur 5, o una prótesis de reemplazo de la misma, a una tensión predefinida. El dispositivo médico podría estar adaptado para poder cambiar de forma no invasiva del primer estado al segundo estado y del segundo estado al primer estado, cuando se aplica una tensión predeterminada sobre la banda 810 y/o el miembro de liberación 801, lo que permite sustituir la cabeza del fémur 5, o una prótesis de reemplazo de la misma, en el dispositivo médico sin un procedimiento quirúrgico.

20 La Fig. 27 muestra la articulación de la cadera en sección según una realización del dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, en la que la cabeza del fémur 5, o una prótesis de reemplazo de la misma, y la columna del fémur 6 han sido sustituidos por una parte protésica 818 fijada al hueso femoral 7, ya sea con cemento óseo, o sin él. La parte protésica 818 comprende una cabeza del fémur protésica 812 que tiene una cavidad 816 en la que una banda de ruptura 813 fijada a una porción de fijación 814 de la cabeza del fémur protésica 812, y una porción de fijación 815 del dispositivo médico. La cavidad 816 está adaptada para permitir a la cabeza del fémur protésica 812 realizar movimientos funcionales normales de la cadera dentro del dispositivo médico. La banda de ruptura 813 está adaptada para sujetar la cabeza del fémur protésica 812 al dispositivo médico en un primer estado, y liberar la cabeza del fémur protésica 812 del dispositivo médico cuando se ejerce una tensión predeterminada sobre la banda de ruptura 813.

25 La Fig. 28 muestra la realización del dispositivo médico de acuerdo con la figura 27, en un segundo estado en el que la banda de ruptura 813 ha fallado y, por lo tanto, la cabeza del fémur protésica 812 se libera del dispositivo médico. La banda de ruptura 813 podría fijarse a una porción de fijación 814 de la cabeza del fémur protésico 812, y/o a una porción de fijación 815 del dispositivo médico utilizando, al menos un tornillo, al menos un pasador, ajuste de forma, soldadura, adhesivo, pasador, alambre, una bola montada en un cuenco, una porción macho de una parte montada en una porción hembra de la otra parte, una llave introducida en una cerradura, siendo porciones de dichas partes, banda, u otros miembros de conexión mecánica. El fallo de la banda de ruptura 813 es el que podría ser causado por un movimiento anormal de la articulación de la cadera, por ejemplo, como resultado de una caída del paciente.

30 La Fig. 29 muestra una parte protésica 818 según una realización del dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, en la que la parte protésica 818 está fijada al hueso femoral 7 y comprende una cabeza del fémur 812 que comprende una cavidad 816 adaptada para permitir que la articulación de la cadera realice movimientos funcionales de la articulación de la cadera mientras se encuentra en un primer estado sujeta al dispositivo médico mediante una banda elástica 817 fijada a una porción de fijación 814 de la cabeza del fémur protésica 812 y una porción de fijación 815 del dispositivo médico, y un miembro de liberación 801 según la realización mostrada en las Figs. 9 y 10. La combinación del miembro de liberación 801 y la banda elástica 817 se adapta para, en un primer estado, sujetar la parte protésica 818 al dispositivo médico, y en un segundo estado liberar la parte protésica 818 del dispositivo médico. Según otra realización (no mostrada) la parte protésica se sujeta al dispositivo médico únicamente mediante la banda elástica 817, por supuesto también soportada por el resto de la cápsula de la articulación de la cadera y los músculos afectados.

35 La Fig. 30 muestra la realización del dispositivo médico según la Fig. 29, en un segundo estado en el que la banda elástica 817 se estira de tal manera que la parte protésica 818 se libera del dispositivo médico. La banda elástica 817 podría fijarse a una porción de fijación 814 de la cabeza del fémur protésica 812, y/o a una porción de fijación 815 del dispositivo médico utilizando: al menos un tornillo, al menos un pasador, ajuste de forma, soldadura, adhesivo,

pasador, alambre, una bola montada en un cuenco, una porción macho de una parte montada en una porción hembra de la otra parte, una llave introducida en una cerradura siendo porciones de dichas partes, banda, u otros miembros mecánicos de conexión. El fallo de la banda de ruptura 813 se produce preferentemente por un movimiento anormal de la articulación de la cadera, por ejemplo, como resultado de una caída del paciente. La banda elástica 817 podría comprender una parte o sección elástica, que podría ser toda la banda elástica 818, realizada de un material elástico, tal como un material polímero elástico tal como: un material copolímero tal como poliestireno, poli(etileno-butileno) o poliestireno. También es concebible que el material sea un material elastomérico de poliuretano, materiales elastoméricos de poliamida y materiales elastoméricos de poliéster copolímeros elásticos de etileno y al menos un monómero de vinilo como, por ejemplo, acetatos de vinilo, ácidos monocarboxílicos alifáticos insaturados y ésteres de tales ácidos monocarboxílicos. La banda elástica 813 puede comprender un revestimiento de barrera, que no pueda ser penetrado por las células del cuerpo. Preferiblemente, el revestimiento de barrera comprende un revestimiento de Parylene™, o un revestimiento de metal biocompatible, como oro, plata o titanio. Según otras realizaciones, la banda elástica comprende un miembro de tipo muelle, una combinación de materiales metálicos y plásticos, una combinación de materiales metálicos y a base de carbono o una combinación de materiales a base de carbono y plásticos.

La Fig. 31 muestra la articulación de la cadera en sección en una realización en la que el dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, comprende una parte protésica 819 adaptada para ser fijada al hueso femoral 7. La parte protésica comprende una cabeza del fémur protésica que está adaptado para comprender elementos elásticos 820 que actúan como un miembro de liberación que mantiene la cabeza del fémur protésica dentro del dispositivo médico fijado al hueso pélvico. Los elementos elásticos 820 de la cabeza de fémur protésica están realizados preferiblemente de un material elástico, que puede ser, por ejemplo, un polímero elastomérico o un metal elástico. Es concebible que el material elástico comprenda una capa exterior en conexión con el dispositivo médico que esté adaptada para resistir el desgaste por el contacto con el dispositivo médico. El elemento elástico está adaptado para comprimirse cuando se ejerce una tensión predeterminada sobre la articulación de la cadera y, por tanto, sobre los elementos elásticos 820. Cuando los elementos elásticos 820 se comprimen, la cabeza de fémur protésica se libera del dispositivo médico.

La Fig. 32 muestra el dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, de acuerdo con la realización mostrada en la Fig. 31, en un segundo estado, en el que el elemento elástico 820 se ha comprimido, tras aplicar una tensión predeterminada sobre el dispositivo médico. El dispositivo médico se coloca así en un segundo estado, en el que la cabeza del fémur protésica se libera del dispositivo médico, en el que se ha mantenido.

La Fig. 33 muestra una realización del dispositivo médico, que no forma parte de la presente invención, en la que los elementos elásticos 820 están asistidos además por un muelle 821 en conexión con dos elementos elásticos 820, el muelle 821 se comprime junto con los miembros elásticos 820, cuando se ejerce una tensión predeterminada sobre la parte protésica 819 que comprende la cabeza del fémur protésica.

La Fig. 34 muestra la articulación de la cadera en sección con un dispositivo médico de acuerdo con la invención presentada para, en un primer estado, sujetar la cabeza del fémur 5, o una prótesis de reemplazo de la misma, al dispositivo médico, y en un segundo estado liberar la cabeza del fémur 5, o una prótesis de reemplazo de la misma del dispositivo médico. El dispositivo médico está adaptado para cambiar de estar en el primer estado a estar en el segundo estado a una tensión predeterminada que afecta al dispositivo médico por la conexión con el hueso pélvico 9 y el hueso femoral 7, lo que reduce el riesgo de que el paciente se fracture el hueso femoral 7 y/o el hueso pélvico 9. El dispositivo médico según la invención comprende imanes 823 o material magnético 823 colocados en el dispositivo médico, e imanes 822 o material magnético 822 colocados en la cabeza del fémur 5 o un reemplazo protésico de la misma. Según una realización, un imán 823 se coloca en el dispositivo médico con su polo sur dirigido hacia la cabeza del fémur protésica 5 o reemplazo protésico de la misma y un imán 822 se coloca en la cabeza de fémur protésica 5 o reemplazo protésico de la misma, con su polo norte dirigido hacia el dispositivo médico. Sin embargo, sólo es necesario que uno de los lados sea magnético, mientras que el otro lado sólo necesita comprender material magnético. Por lo tanto, es concebible cualquier combinación de extremos norte y sur e imanes/material magnético. La fuerza magnética descrita está adaptada para sujetar la cabeza del fémur 5, o un reemplazo protésico de la misma, en el dispositivo médico en condiciones normales de uso, permitiendo que la articulación de la cadera realice movimientos funcionales de la articulación de la cadera, y para liberar la cabeza del fémur 5, o un reemplazo protésico de la misma, del dispositivo médico cuando se supere una tensión predeterminada.

La Fig. 35 muestra el dispositivo médico según la realización de la Fig. 30 en el segundo estado, en el que la cabeza del fémur 5, o una prótesis de reemplazo de la misma, se libera del dispositivo médico como resultado de la superación de un nivel predeterminado de tensión.

El dispositivo médico según cualquiera de las realizaciones podría comprender al menos un material seleccionado del grupo que consiste en: politetrafluoroetileno (PTFE), perfluoroalcoxi (PFA) y etileno propileno fluorado (FEP). También es concebible que el material comprenda una aleación metálica, como cobalto-cromo-molibdeno o titanio o acero inoxidable, o polietileno, como polietileno reticulado o polietileno esterilizado por gas. También es concebible el uso de material cerámico, en las superficies de contacto o en todo el dispositivo médico, como cerámica de circonio o de dióxido de circonio o cerámica de alúmina. La parte del dispositivo médico en contacto con el hueso humano para la fijación del dispositivo médico al hueso humano podría comprender una estructura porosa que podría ser una micro o

5 nanoestructura porosa adaptada para promover el crecimiento del hueso humano en el dispositivo médico para la fijación del dispositivo médico. La estructura porosa podría conseguirse aplicando un revestimiento de hidroxiapatita (HA), o un revestimiento rugoso de titanio de poros abiertos, que podría producirse mediante pulverización de plasma con aire; también es concebible una combinación que comprenda un revestimiento rugoso de titanio de poros abiertos y una capa superior de HA. Las partes en contacto podrían estar realizadas de un material autolubricado, como un polímero ceroso, por ejemplo, PTFE, PFA, FEP, PE y UHMWPE, o un material pulvimetalúrgico que podría infundirse con un lubricante, que preferiblemente sea un lubricante biocompatible, como un derivado del ácido hialurónico. También es concebible que el material de las partes o superficies de contacto del dispositivo médico aquí presente esté adaptado para ser lubricado constante o intermitentemente. Según algunas realizaciones, las partes o porciones del dispositivo médico podrían comprender una combinación de materiales metálicos y/o fibras de carbono y/o boro, una combinación de materiales metálicos y plásticos, una combinación de materiales metálicos y a base de carbono, una combinación de materiales a base de carbono y plásticos, una combinación de materiales flexibles y rígidos, una combinación de materiales elásticos y menos elásticos, Corian o polímeros acrílicos.

10  
15 Obsérvese que cualquier realización o parte de una realización, así como cualquier método o parte de un método, pueden combinarse de cualquier manera. Todos los ejemplos aquí expuestos deben considerarse parte de la descripción general y, por tanto, pueden combinarse de cualquier forma en términos generales, mientras que la invención se define en las reivindicaciones.

## REIVINDICACIONES

1. Dispositivo médico (65) para implantar en una articulación de la cadera de un paciente, en el que dicho dispositivo médico comprende una porción de fijación del hueso pélvico adaptada para ser fijada al hueso pélvico (9) del paciente, y en el que dicha porción de fijación del hueso pélvico comprende una superficie interior (1827), en la que una porción de contacto de dicha superficie interior es esférica y está adaptada para orientarse hacia el centro de la articulación de la cadera cuando se implanta dicha porción de fijación del hueso pélvico, y en el que dicha porción de fijación del hueso pélvico está adaptada para recibir una cabeza del fémur (5), o una prótesis de reemplazo de la misma, que tenga una porción esférica, en el que dicho dispositivo médico (65) comprende al menos un imán (822; 823) adaptado para ser colocado en una de entre dicha porción de fijación del hueso pélvico y dicha cabeza del fémur (5), o un reemplazo protésico de la misma, y dicho dispositivo médico comprende además al menos un imán cooperador o material magnético adaptado para ser colocado en la otra de dicha porción de fijación del hueso pélvico o dicha cabeza del fémur o un reemplazo protésico de la misma, de tal manera que dicha porción esférica queda retenida en dicha porción de fijación del hueso pélvico por medio de una fuerza magnética entre dicho imán (823; 822) y dicho imán cooperante (823; 822) o material magnético, **caracterizado porque** la fuerza magnética está adaptada para mantener la cabeza del fémur (5), o el reemplazo protésico de la misma, en la porción de fijación del hueso pélvico durante el uso normal, permitiendo que la articulación de la cadera realice movimientos funcionales de la articulación de la cadera, y en el que la fuerza magnética está adaptada para liberar la cabeza del fémur (5), o un reemplazo protésico de la misma, de la porción de fijación del hueso pélvico cuando se supera una tensión predeterminada, en la que dicha tensión predeterminada se establece en un nivel que reduce el riesgo de que el paciente se fracture el hueso femoral (7) o el hueso pélvico (9).
2. Un dispositivo médico según la reivindicación 1, en el que el nivel de tensión predeterminado corresponde a un movimiento anormal de la articulación de la cadera.
3. Un dispositivo médico según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que al menos una de las porciones de fijación del hueso pélvico y de la cabeza del fémur (5), o prótesis de reemplazo de la misma, comprende por tanto una pluralidad de imanes.
4. Un dispositivo médico según la reivindicación 3, en el que cada uno de los imanes en la porción de fijación del hueso pélvico o en el fémur (5), o el reemplazo protésico de la misma, están orientados con su polo norte o sur dirigido hacia la superficie interna (1827).
5. Un dispositivo médico según cualquiera de las reivindicaciones 3 o 4, en el que dicha pluralidad de imanes está distribuida uniformemente con respecto a la extensión de la superficie interior (1827).
6. Un dispositivo médico según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicho imán (822) se coloca en la porción de fijación del hueso pélvico, y el imán cooperador (823) se coloca en la cabeza del fémur 5, o prótesis de reemplazo de la misma.
7. Un dispositivo médico según cualquiera de las reivindicaciones 1-6, en el que dicho imán (822) se coloca en la porción de fijación del hueso pélvico, y el material magnético (823) se coloca en la cabeza del fémur (5), o prótesis de reemplazo de la misma.
8. Un dispositivo médico según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dichos imanes (823) están encapsulados en la porción de fijación del hueso pélvico.
9. Un dispositivo médico según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el dispositivo médico comprende al menos un material seleccionado del grupo que consiste en: politetrafluoroetileno (PTFE), perfluoroalcoxi (PFA) y etileno propileno fluorado (FEP).
10. Un dispositivo médico según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el dispositivo médico está realizado de un material que comprende una aleación metálica, como cobalto-cromo-molibdeno o titanio o acero inoxidable, o polietileno, como polietileno reticulado o polietileno esterilizado por gas.
11. Un dispositivo médico según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el dispositivo médico está realizado de un material que comprende un material cerámico en las superficies de contacto, como cerámica de circonio o dióxido de circonio o cerámica de alúmina.
12. Un dispositivo médico según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que una parte del dispositivo médico que está configurada para estar en contacto con el hueso humano para la fijación del dispositivo médico al hueso humano comprende una estructura porosa.
13. Un dispositivo médico según la reivindicación 12, en el que la estructura porosa es una micro o nanoestructura porosa adaptada para promover el crecimiento del hueso humano en el dispositivo médico para fijar el dispositivo médico.

14. Un dispositivo médico según cualquiera de las reivindicaciones 1-11, en el que una parte del dispositivo médico que está configurada para estar en contacto con el hueso humano para la fijación del dispositivo médico al hueso humano está realizada de un material autolubricado como un polímero ceroso, como PTFE, PFA, FEP, PE y UHMWPE.
- 5 15. Un dispositivo médico según cualquiera de las reivindicaciones 1-11, en el que una parte del dispositivo médico que está configurada para estar en contacto con el hueso humano para la fijación del dispositivo médico al hueso humano está realizada de un material pulvimetalúrgico configurado para ser infundido con un lubricante biocompatible, tal como un derivado del ácido hialurónico.

Fig.1a

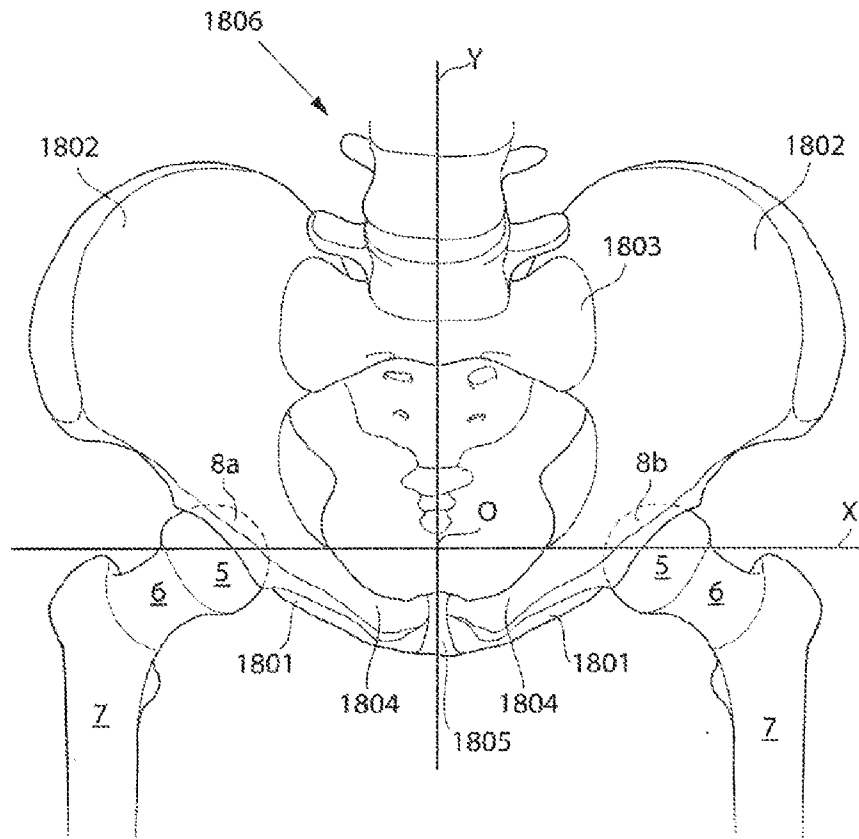


Fig.1b

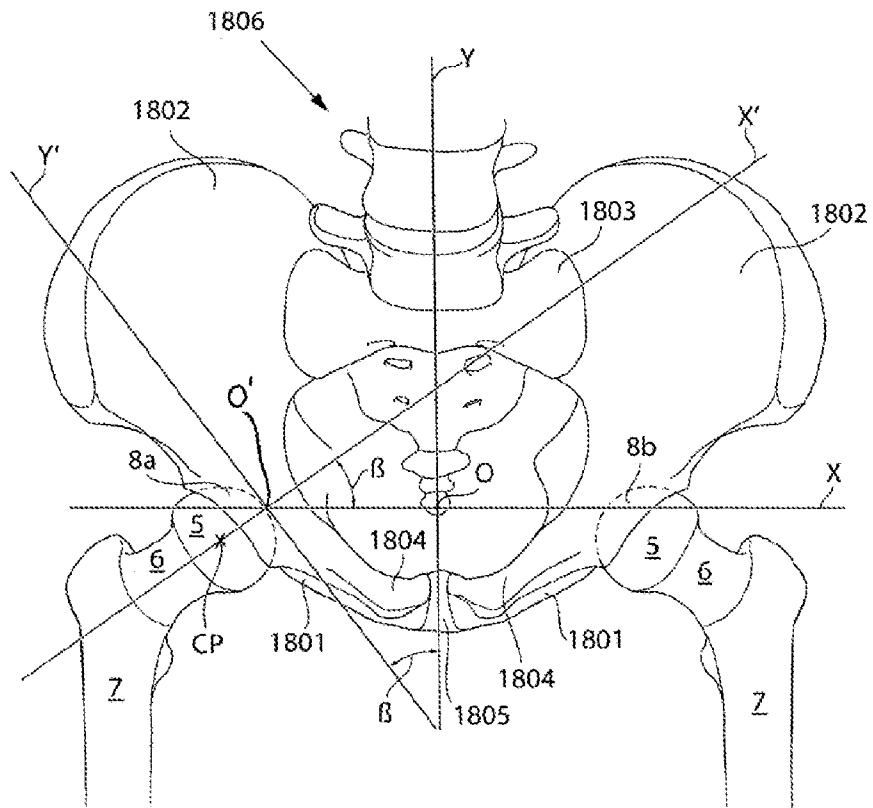


Fig.1c

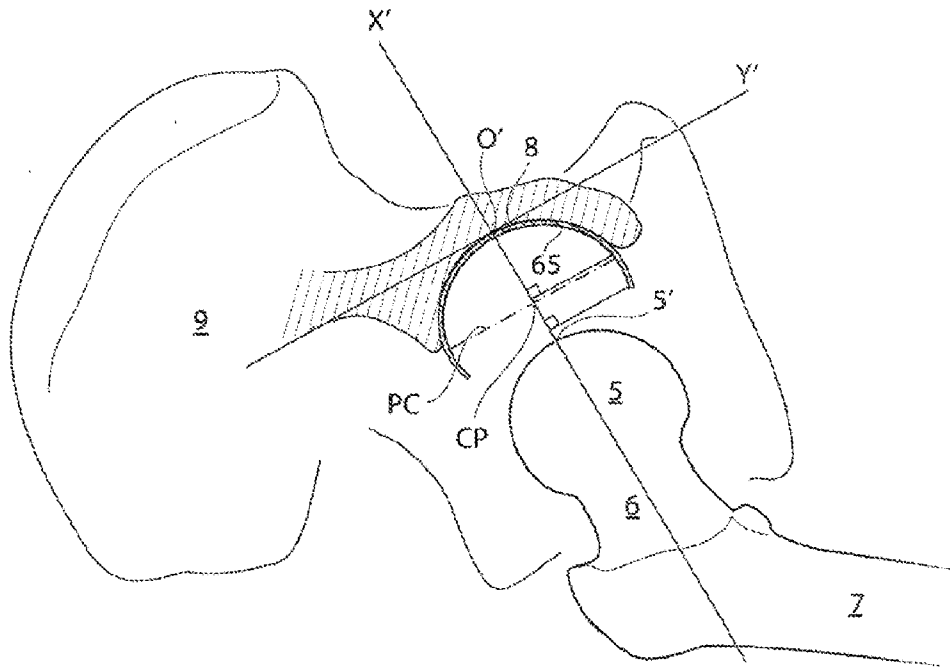


Fig.2a

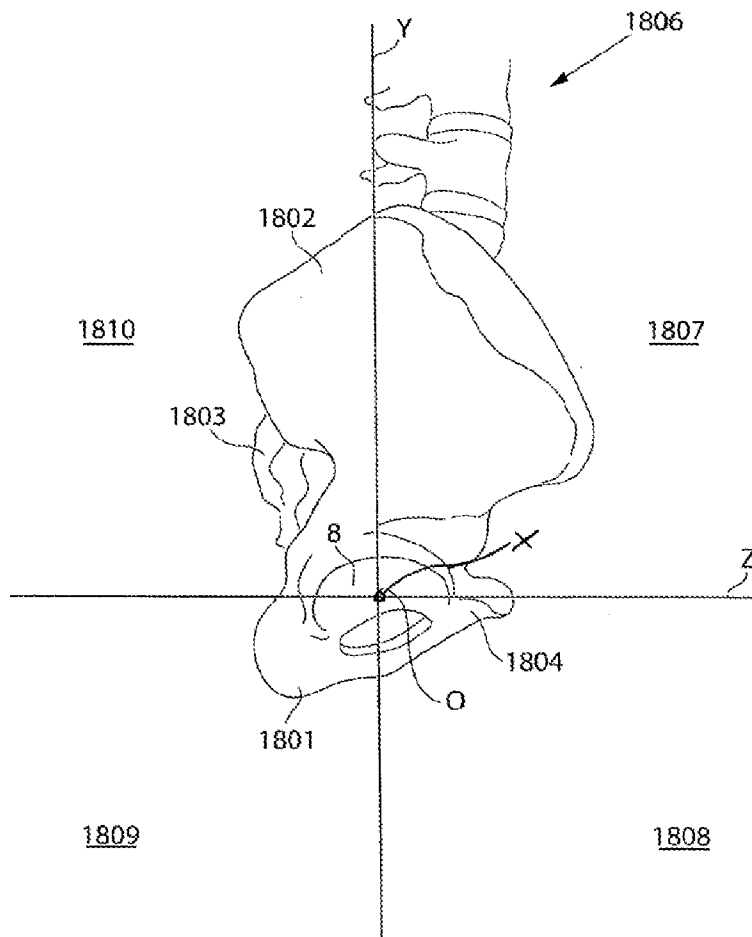


Fig.2b

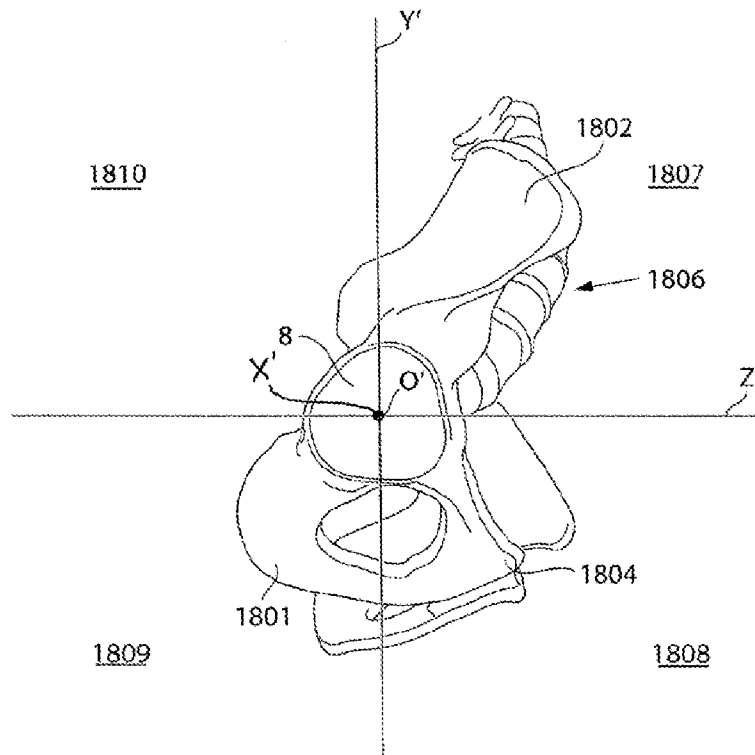
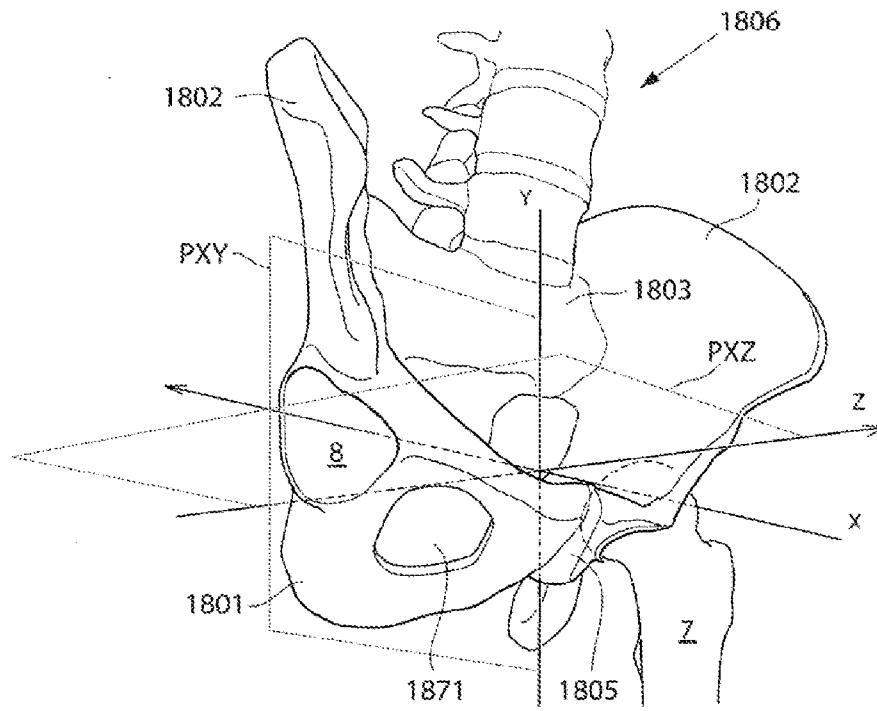


Fig. 2c



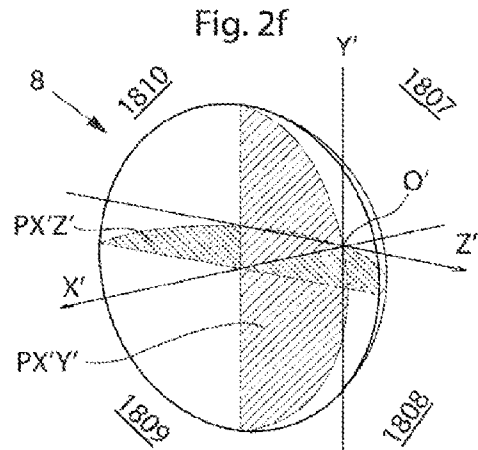
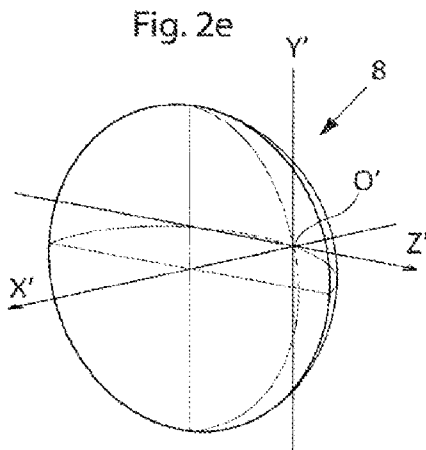
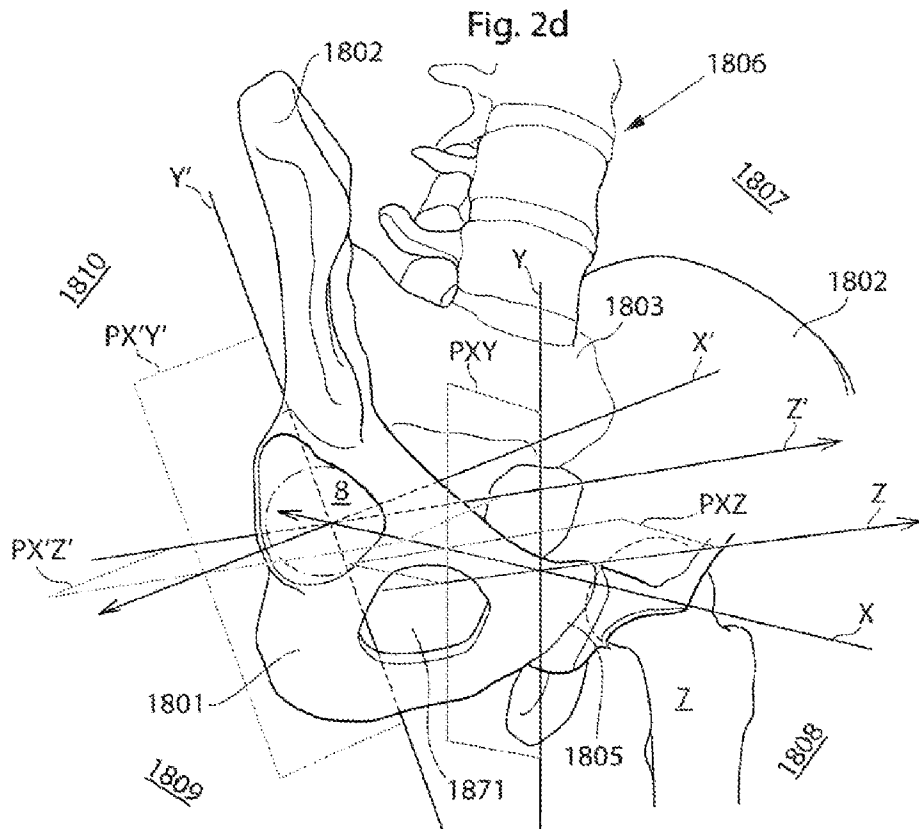


Fig. 2g

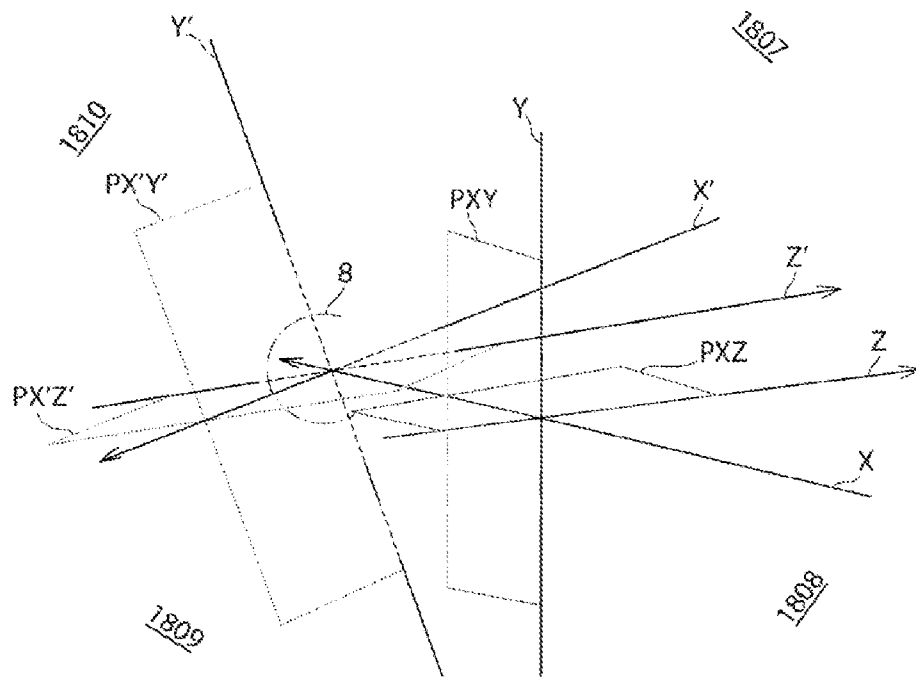


Fig.3

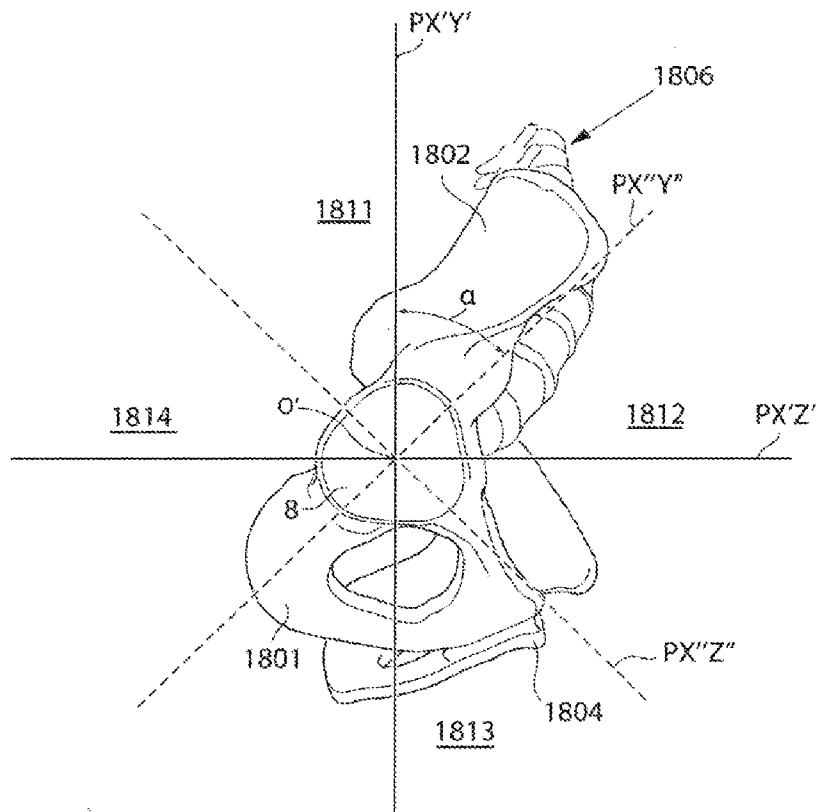


Fig. 4

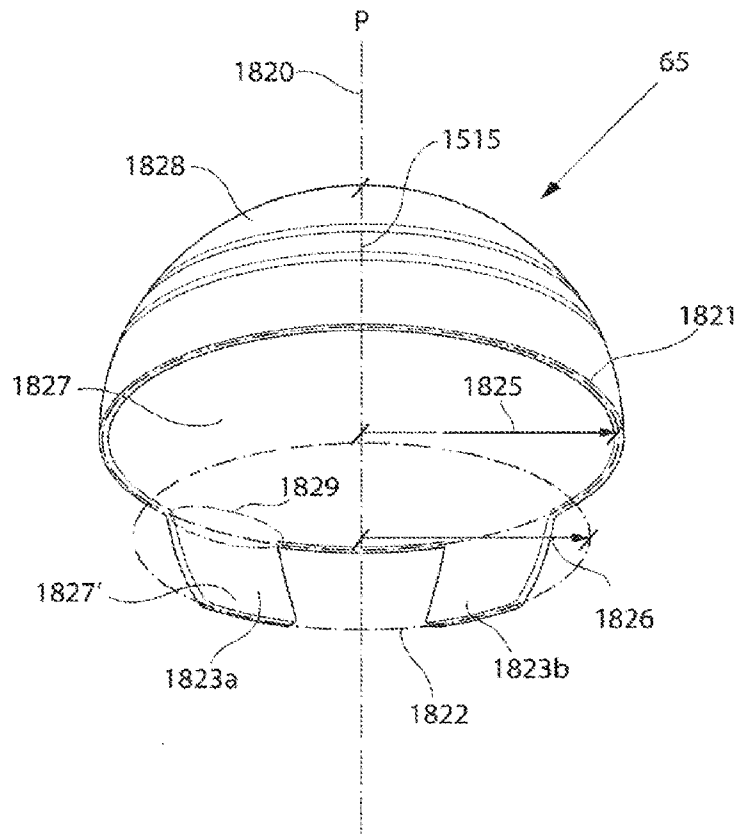


Fig. 5

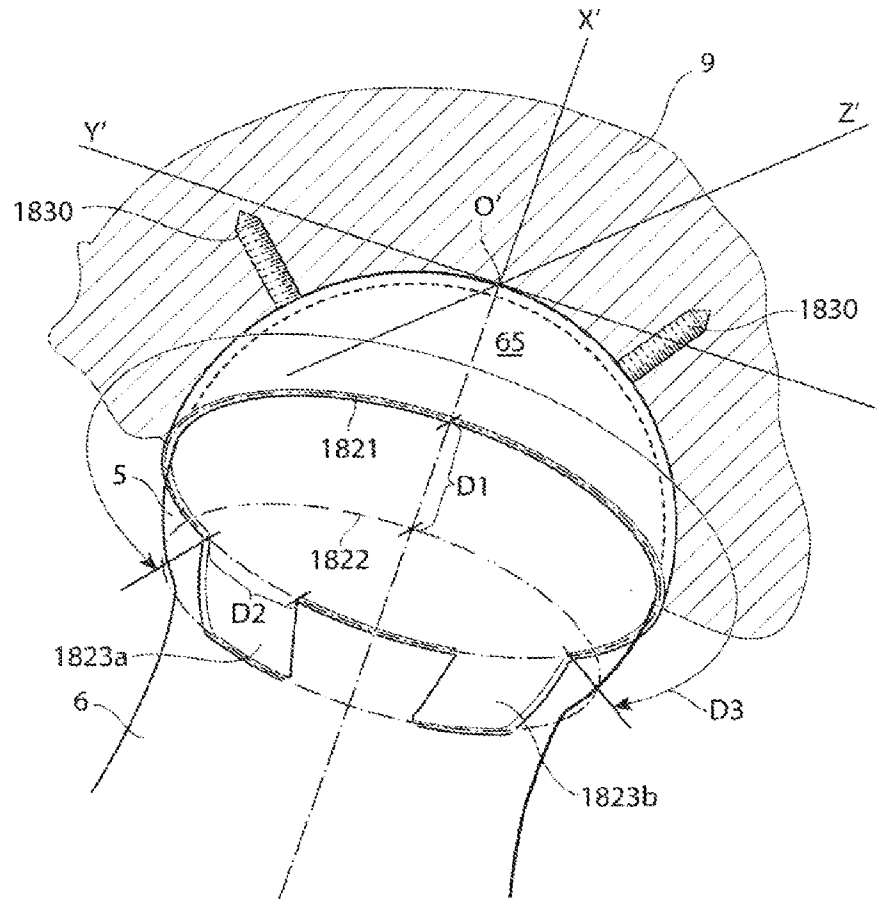


Fig.6a

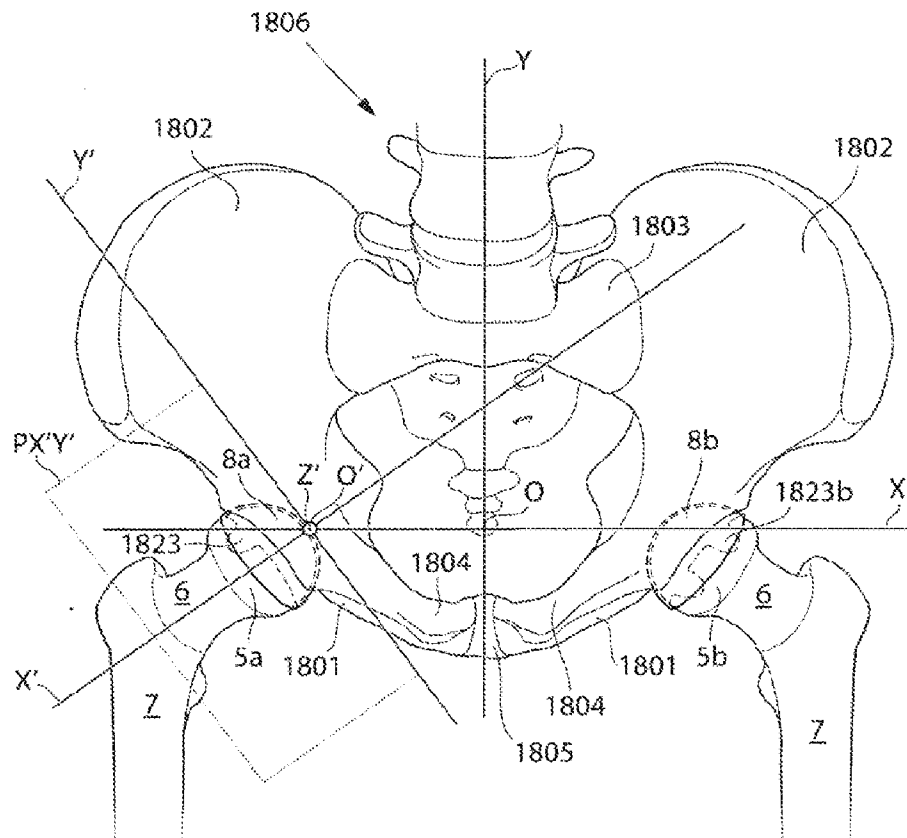
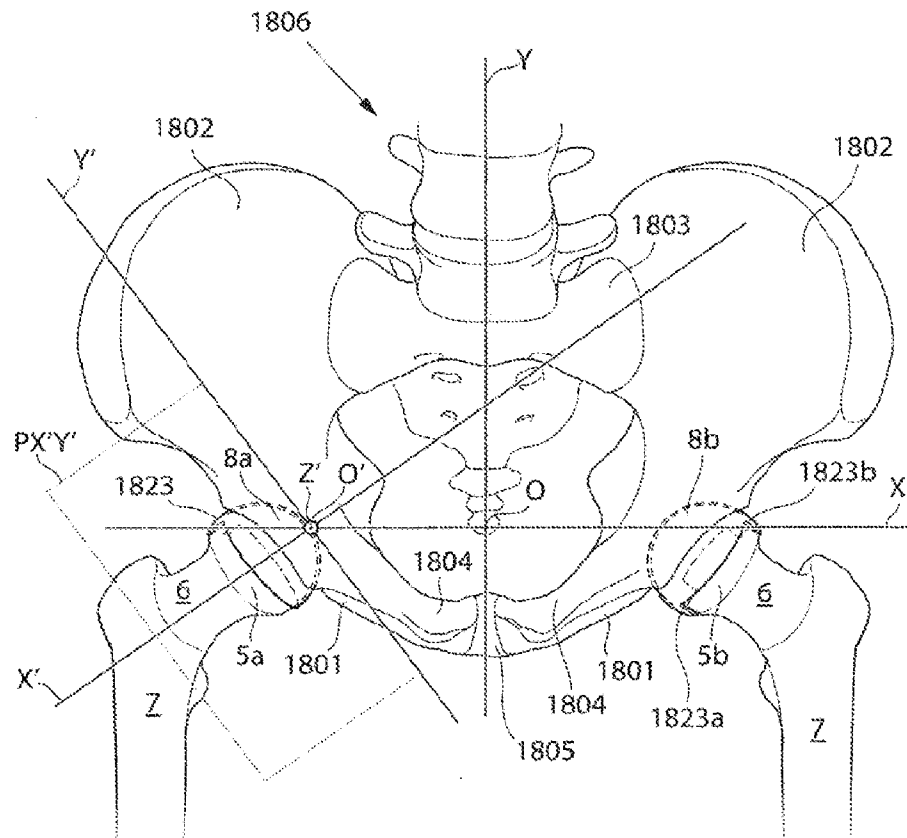


Fig.6b



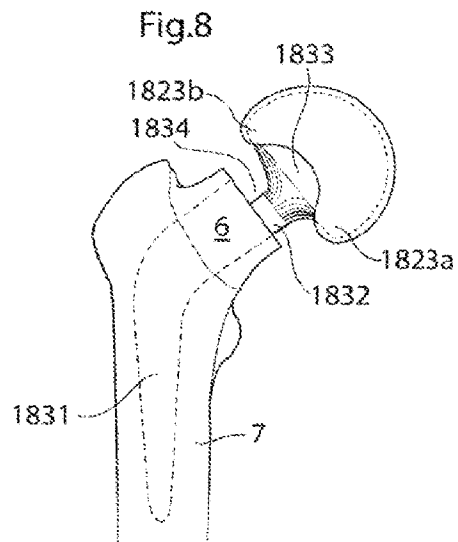
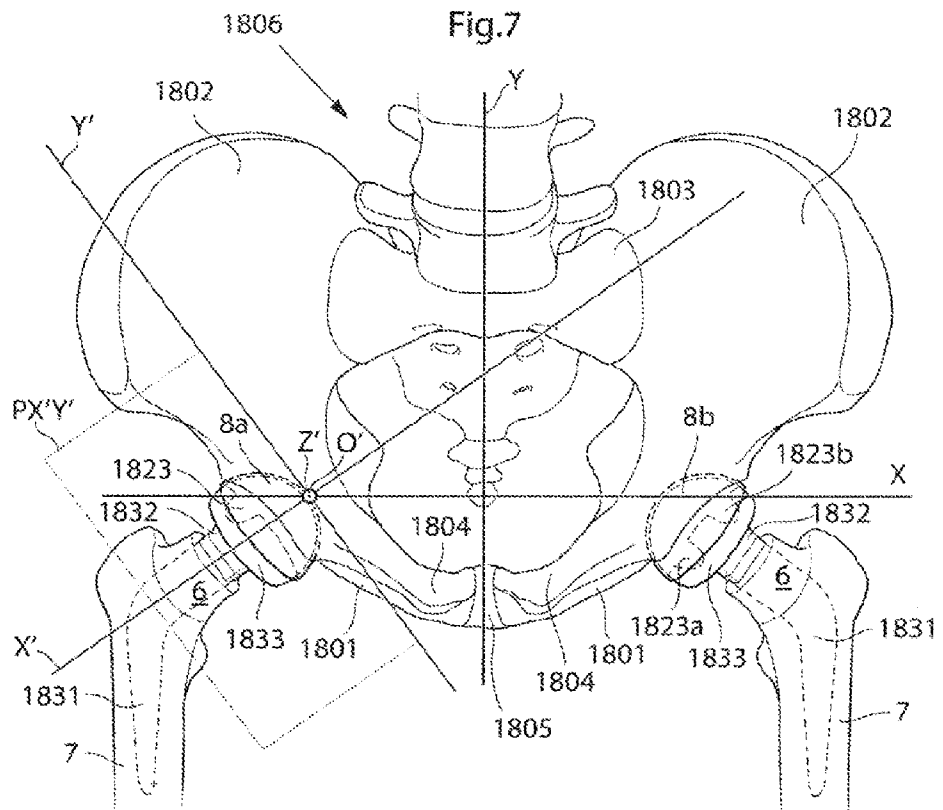


Fig.9a

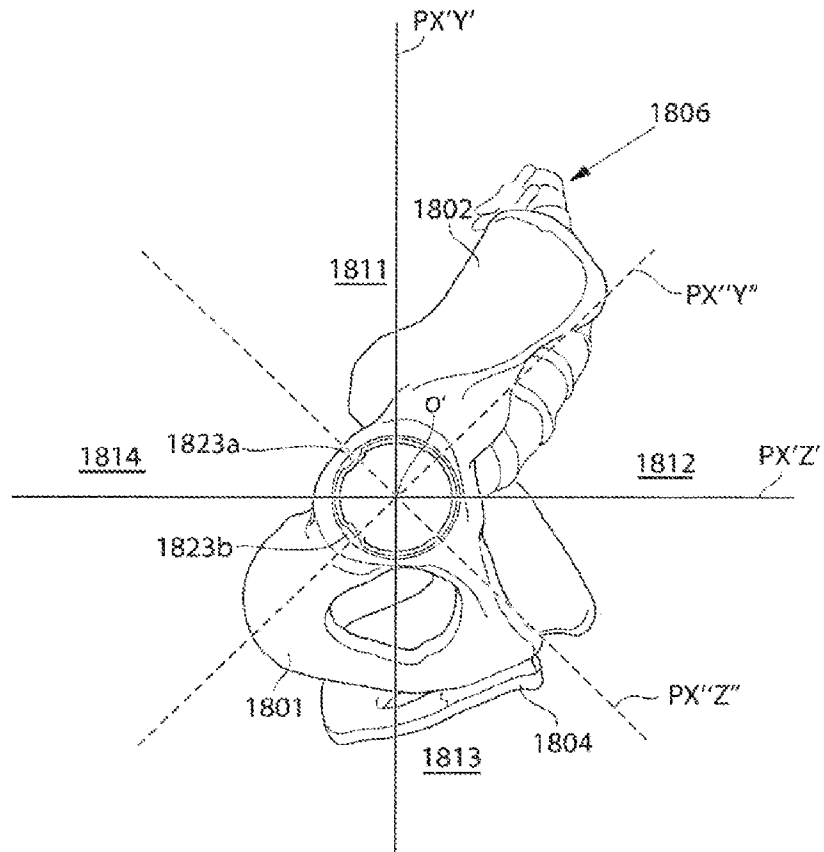


Fig.9b

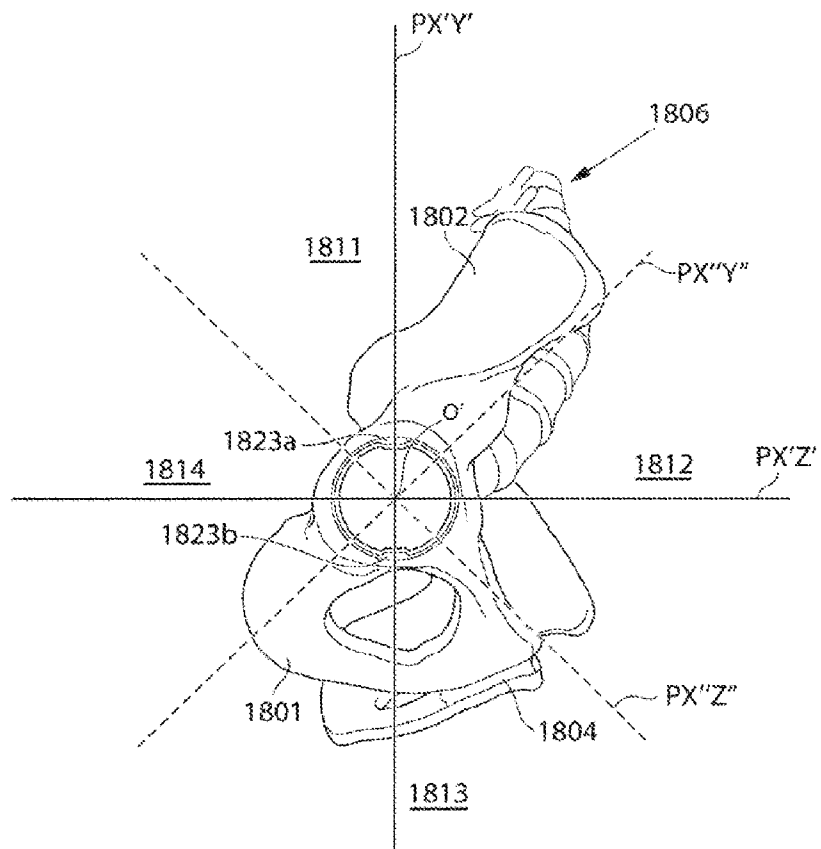


Fig.10

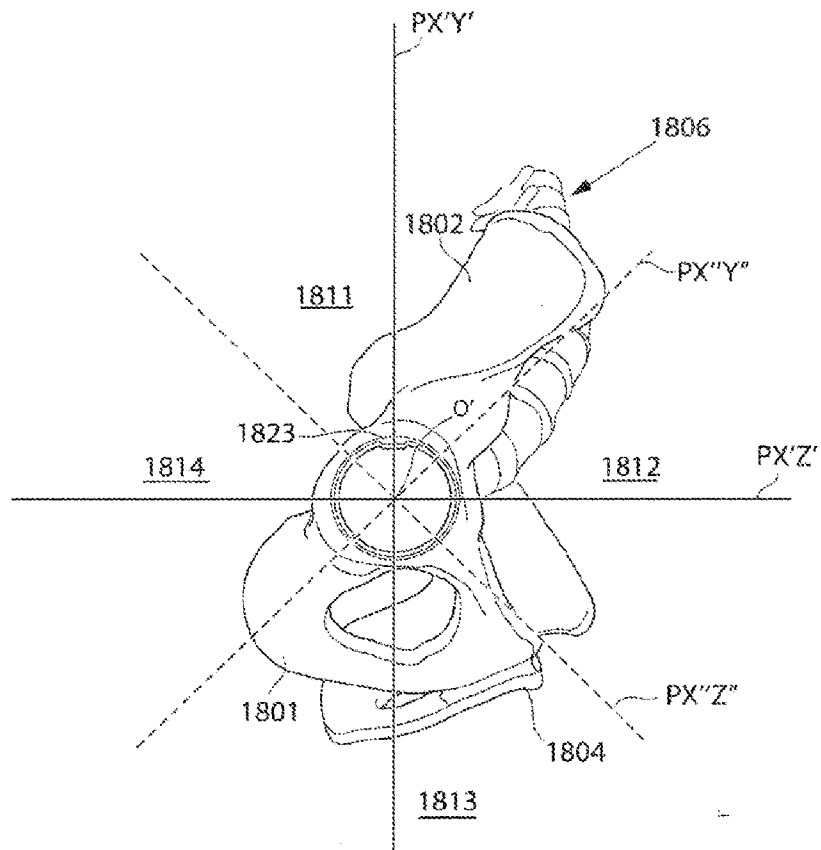


Fig.11

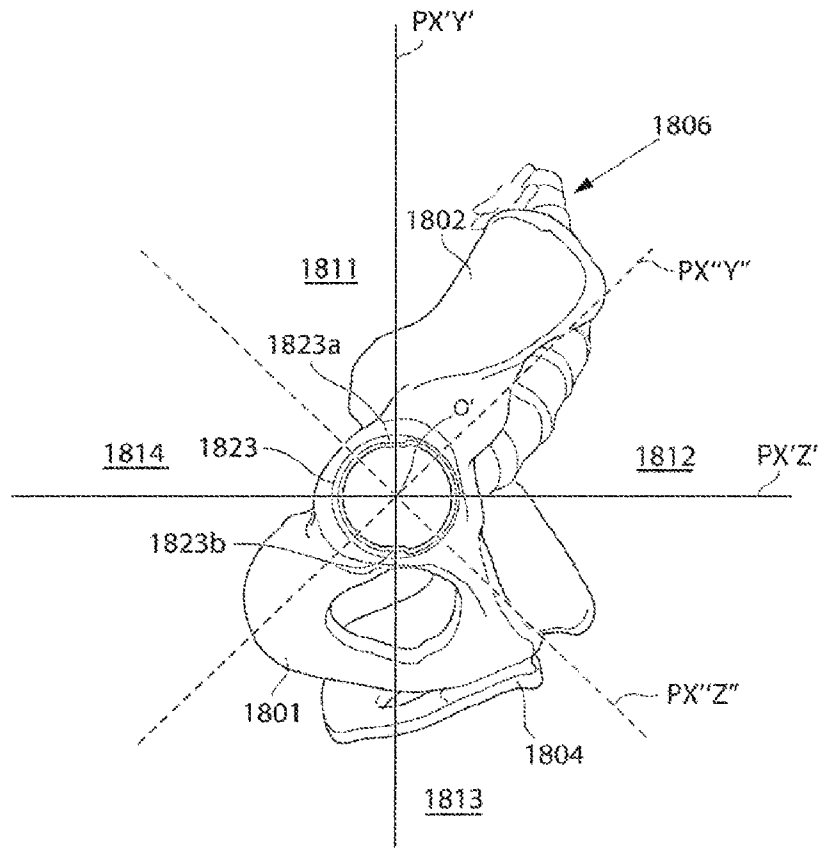


Fig.12

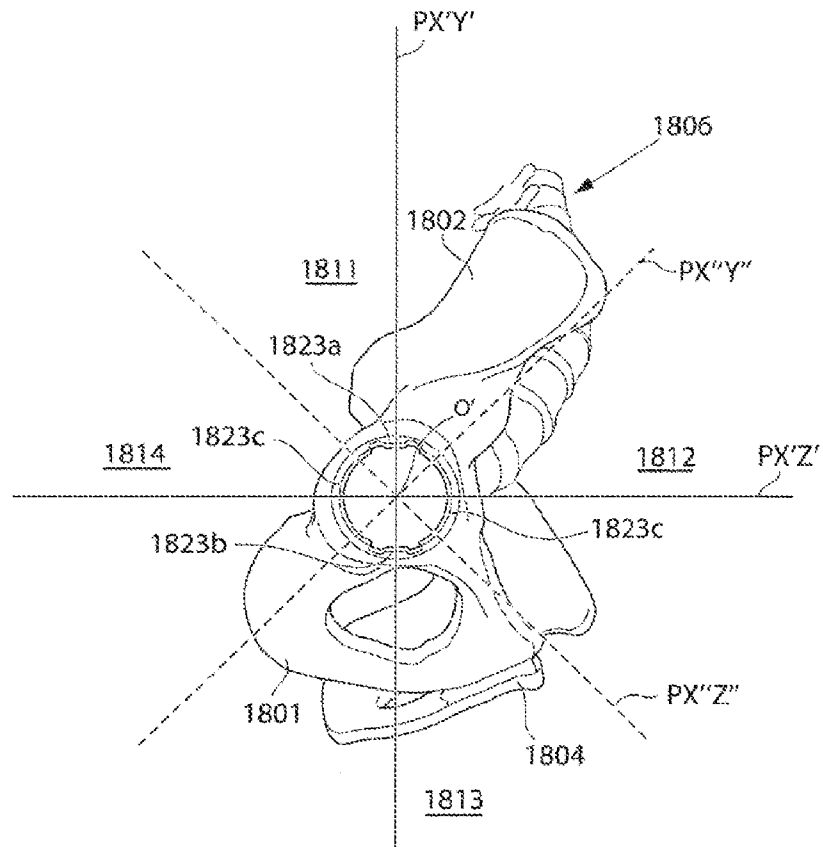


Fig.13

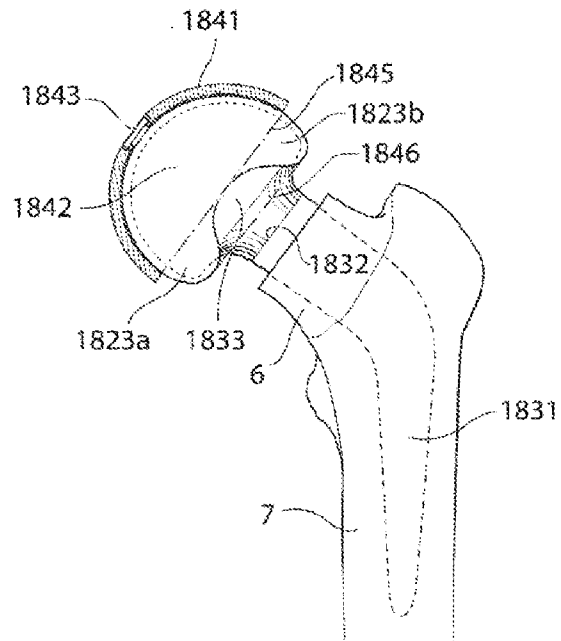


Fig.14a

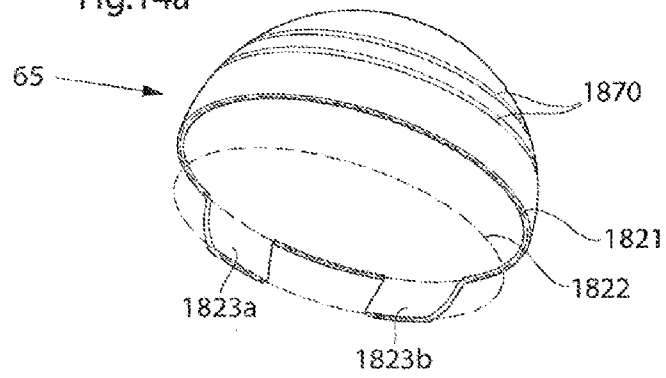


Fig.14b

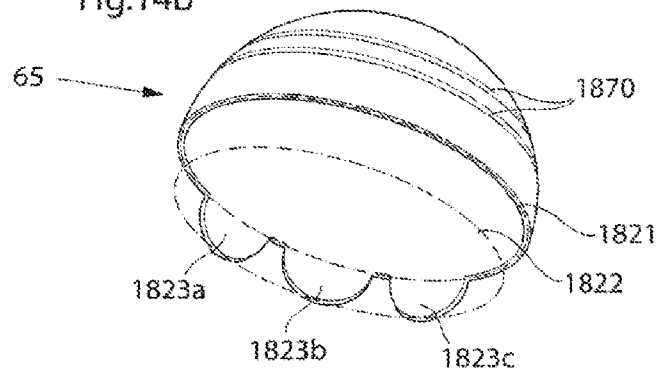


Fig.14c

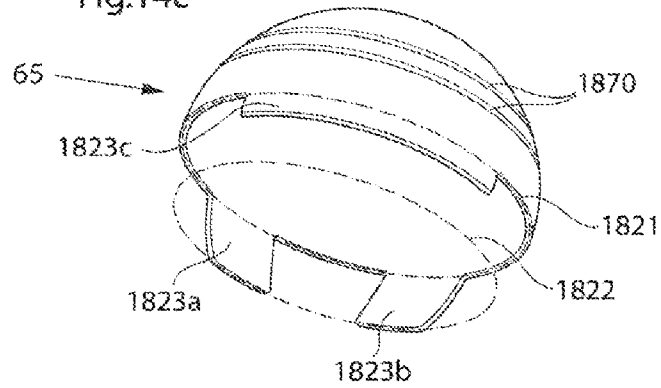


Fig.14d

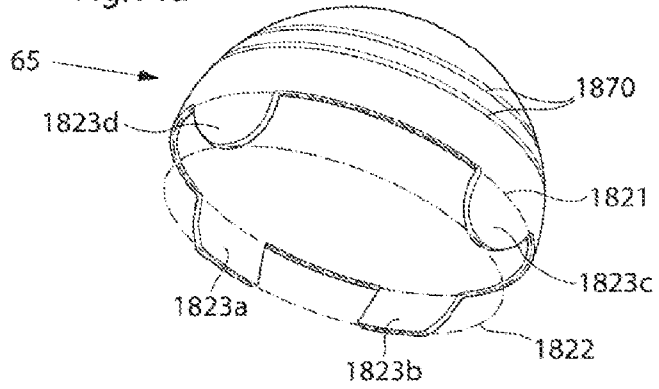


Fig.14e

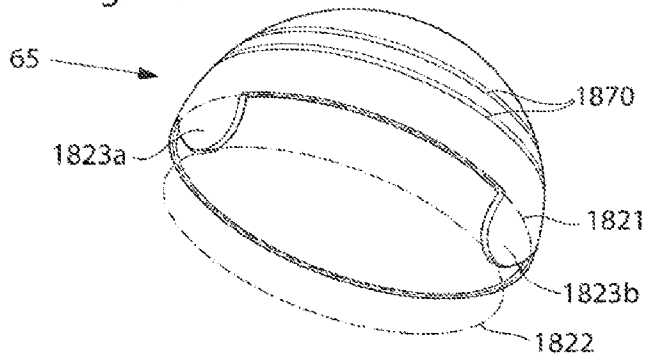


Fig.14f

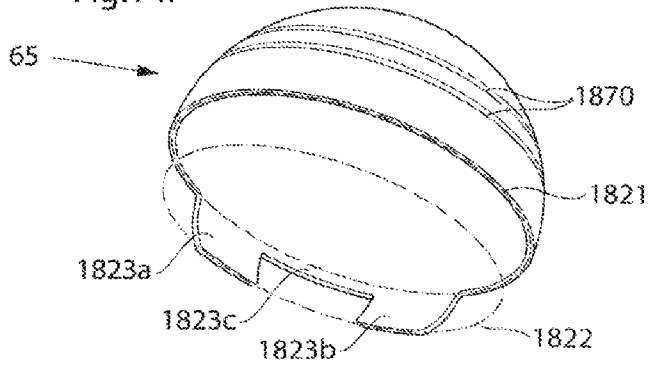


Fig.15a

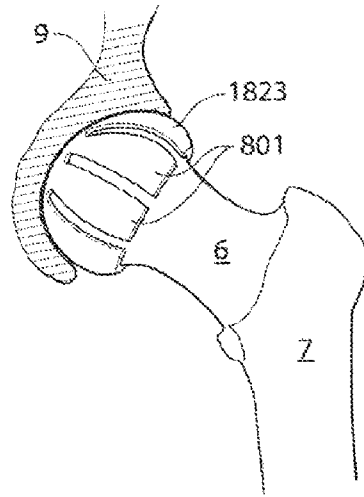


Fig.15b

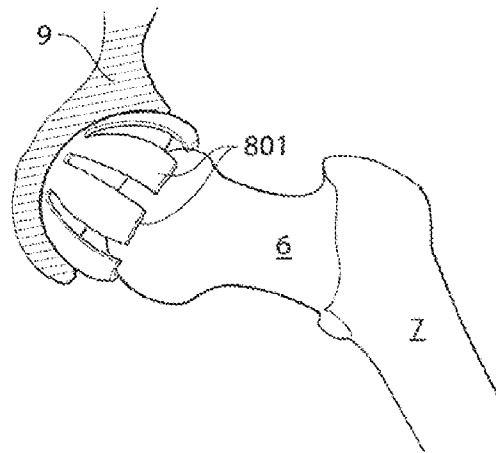


Fig.16

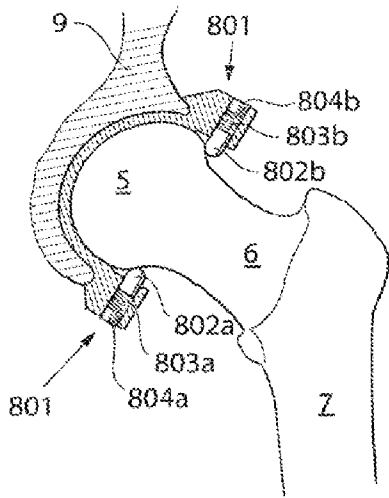


Fig.17

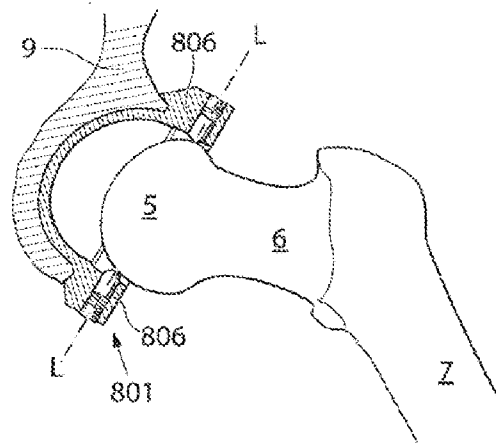


Fig.18

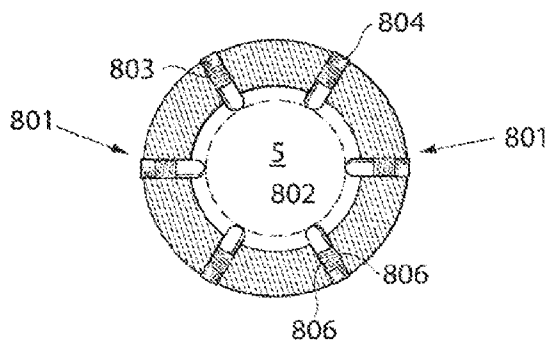


Fig.19

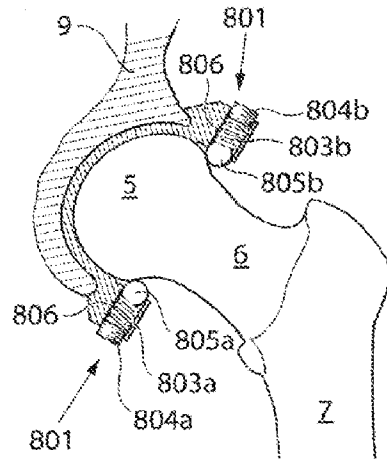


Fig.20

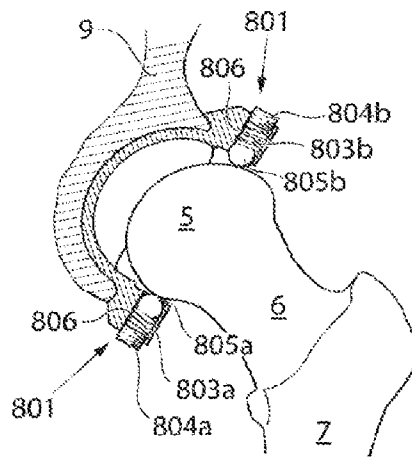


Fig.21

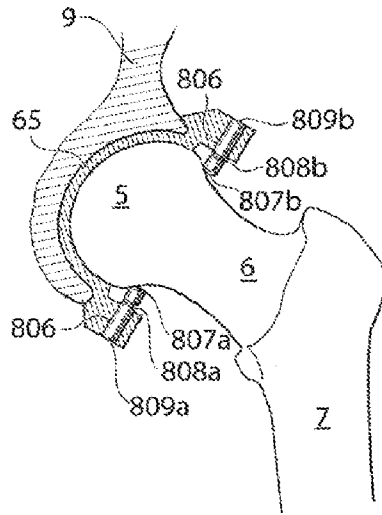


Fig.22

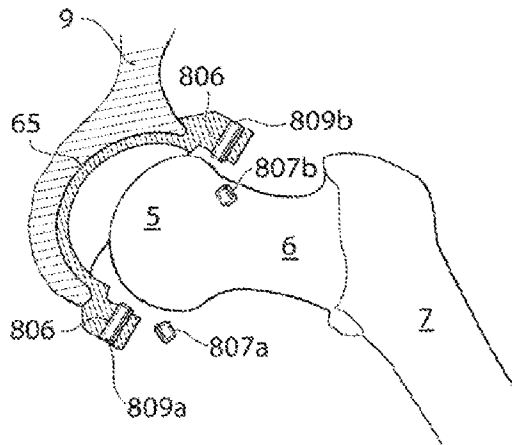


Fig.23a

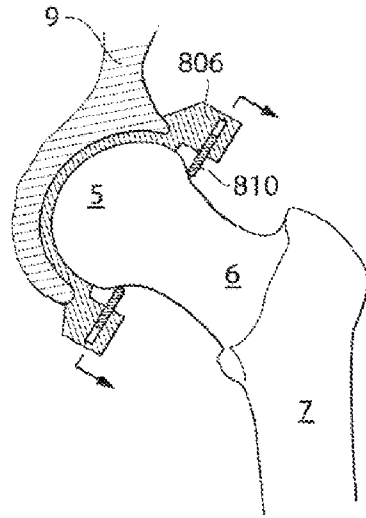


Fig.23b

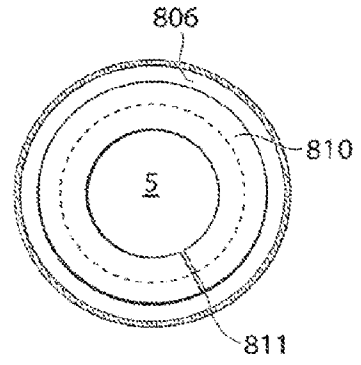


Fig.24a

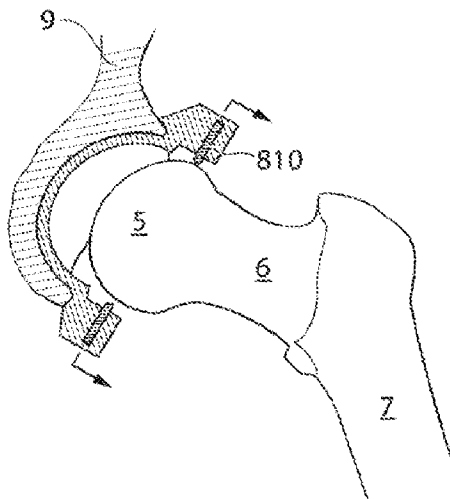


Fig.24b

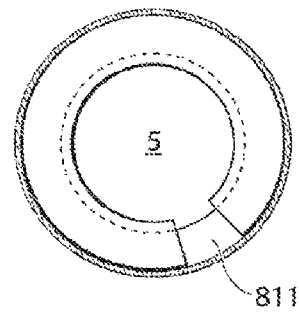


Fig.25

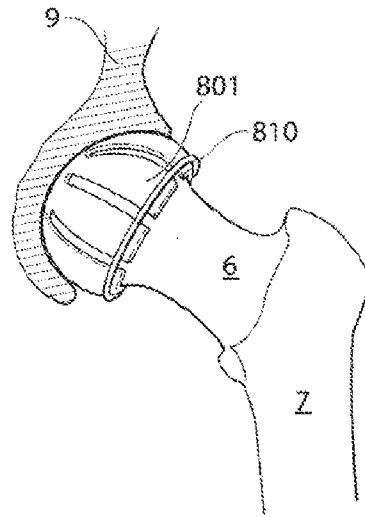


Fig.26

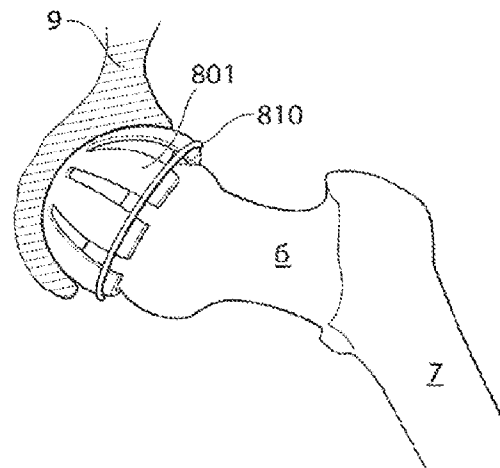


Fig.27

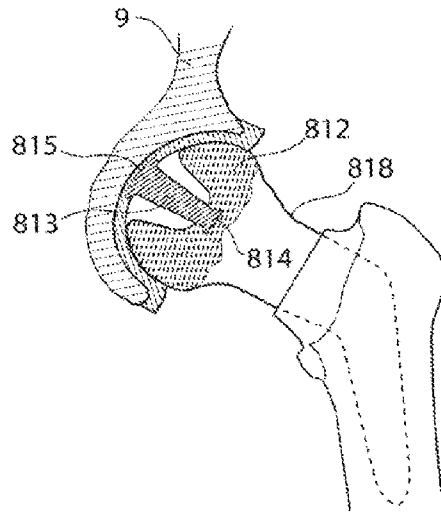


Fig.28

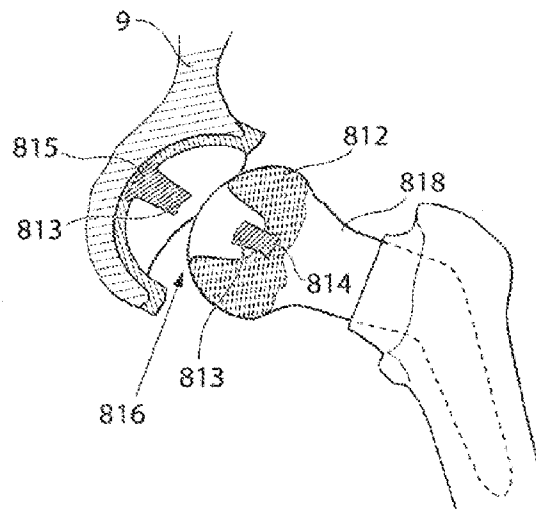


Fig.29

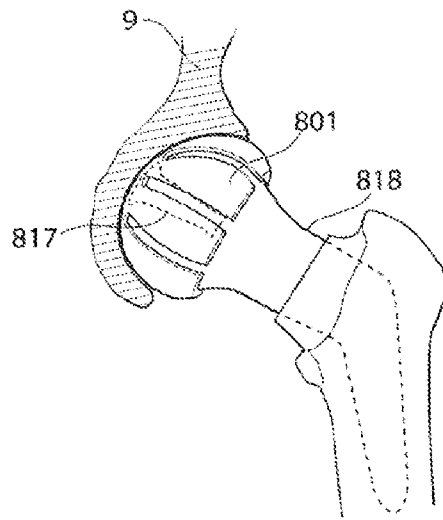


Fig.30

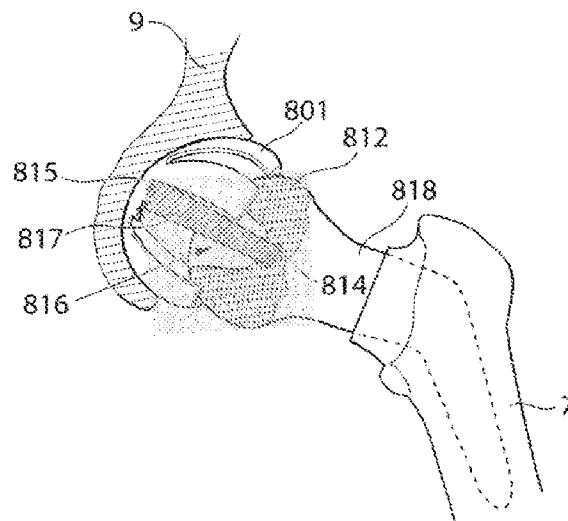


Fig.31

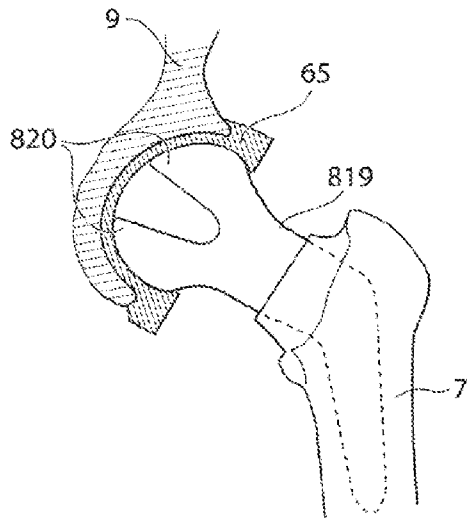


Fig.32

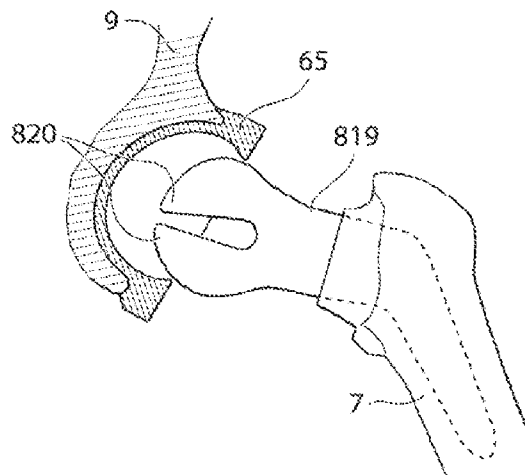


Fig.33

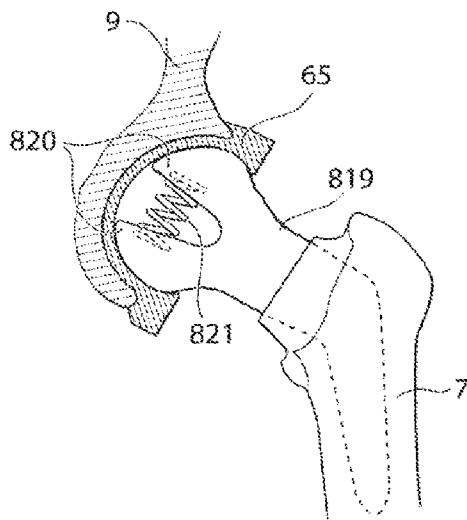


Fig.34

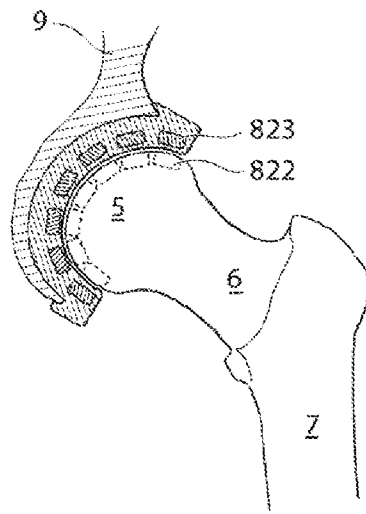


Fig.35

