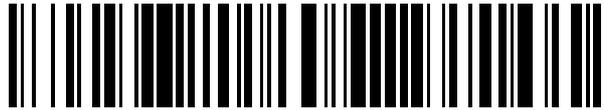


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 563 877**

21 Número de solicitud: 201500939

51 Int. Cl.:

A61F 2/32

(2006.01)

12

PATENTE DE INVENCION

B1

22 Fecha de presentación:

31.12.2015

43 Fecha de publicación de la solicitud:

16.03.2016

Fecha de la concesión:

19.12.2016

45 Fecha de publicación de la concesión:

27.12.2016

73 Titular/es:

**GONZÁLEZ BRAVO, Carlos (50.0%)
C/ Cibeles 2**

**28224 Pozuelo de Alarcón (Madrid) ES y
BARRIOS RODRÍGUEZ, Loreto (50.0%)**

72 Inventor/es:

**GONZÁLEZ BRAVO, Carlos y
BARRIOS RODRÍGUEZ, Loreto**

54 Título: **Prótesis articular de cadera con reducción de esfuerzo y ángulo de anteversión en la cabeza femoral**

57 Resumen:

Prótesis articular de cadera con reducción de esfuerzo y ángulo de anteversión en la cabeza femoral.

Sistema de prótesis articular de cadera con reducción de esfuerzo y ángulo de anteversión de la cabeza femoral constituido por una pieza femoral (1) cuya parte superior queda enrasada en la resección de la cabeza del hueso fémur (4) y aloja en su interior una pieza de cotilo (8) que a su vez permite la rotación de una cabeza esférica (9) que se une a una pieza de conexión (11) fijada mediante giro sobre una pieza-acetábulo (16) implantada a su vez sobre el hueso pélvico (14).

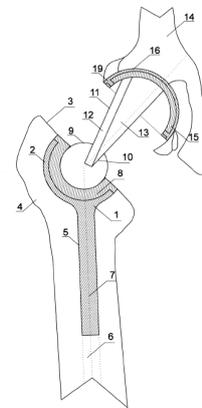


Figura nº 1

ES 2 563 877 B1

DESCRIPCIÓN

Prótesis articular de cadera con reducción de esfuerzo y ángulo de anteversión en la cabeza femoral.

5

Sector de la técnica

La presente invención se encuadra en el sector la cirugía ortopédico y traumatológica de carácter protésica en la articulación de cadera.

10

Estado de la técnica anterior

La Artroplastia Total de Cadera o sustitución de la articulación por una prótesis completa de cadera, es desde hace décadas una solución empleada para los problemas agudos articulares de la cadera en pacientes de cierta edad (más de 65 años). Sin embargo esta técnica quirúrgica se esta empleando desde hace tiempo en pacientes cada vez mas jóvenes que requieren un análisis mas completo desde el punto de vista de la durabilidad y la movilidad.

15

20

El estado anterior de la técnica se basa en la resección de la cabeza y cuello femoral para la inserción de un vástago metálico quebrado que orienta la cabeza esférica artificial (metálica o cerámica) hacia el acetábulo de la pelvis, donde se recoge en una semiesfera que hace de acetábulo artificial. De esta forma se intenta recuperar la geometría y biomecánica de la cadera.

25

Pues bien, en el estado de la técnica mas actual se cubren distintas variantes de estos elementos, desde el punto de vista de uso de materiales diferentes hasta longitudes de vástago, cuello y cabeza femoral artificial. En los siguientes documentos se muestra el estado de dicha técnica:

30

En la patente ES-2395874 T3 con fecha de prioridad 30.09.2005 que denominaremos D01, refiere a un sistema de prótesis genérica, que al aplicarse a la cadera, quedaría con la forma y conjunto de lo expuesto mas arriba.

35

En la patente ES-2326632 T3 con fecha de prioridad 05.08.2002, que denominaremos D02, se plantea un sistema de prótesis femoral que intenta recuperar una geometría parecida a la cadera humana tal y como ha sido descrito antes.

40

En la patente ES-2369204 T3 con fecha de prioridad 16.11.2001, que denominaremos D03, refiere a una cúpula protésica, que en el caso de la cadera se aplicaría a la zona del acetábulo.

45

En la patente ES-2139603 T3 con fecha de prioridad 23.07.1991, que denominaremos D04, refiere a una prótesis de cadera de las mismas características a las comercializadas en la actualidad, si cabe más invasiva por el atornillado lateral de la prótesis a la diáfisis del fémur.

50

En la patente ES-2064615 T3 con fecha de prioridad 08.02.89, que denominaremos D05, refiere a una prótesis de cadera de las mismas características a las señaladas anteriormente.

A continuación y debido a la importancia que reviste, indicaremos brevemente la problemática en la que se centra la Artroplastia Total de Cadera y su durabilidad.

5 En la actualidad, y como hemos descrito en los documentos D01 al D05, la cabeza femoral se recoge en una cúpula que sustituye al acetábulo natural y donde se concentra la mayoría de los problemas, en este tipo de prótesis, de cara a su buen funcionamiento y durabilidad.

10 Dichos problemas se engloban en el ámbito del comportamiento del par de fricción y el desgaste entre superficies en contacto, cabeza-cotilo, con las combinaciones de materiales diferentes existentes en el mercado y con los pares de fricción duro-duro y duro-blando, siendo este último el más extendido y en el que se emplea una cabeza femoral artificial metálica o cerámica y un cotilo en el acetábulo de material plástico o polimérico, generalmente un polietileno.

15 Como consecuencia del desgaste mencionado, se produce una emisión o formación de partículas que no son procesadas por el cuerpo humano y que deviene en la conocida como "enfermedad de las partículas" consistente en la pérdida de masa ósea en las zonas de contacto entre la prótesis y el hueso (zonas peri-protésicas), generando el aflojamiento, rotura y/o fallo total de la prótesis.

20 Además, el fallo de la prótesis de cadera en el estado actual de la técnica se debe entre otros, a los siguientes factores:

- 25 1. Los materiales empleados en el par de fricción y la rugosidad de los mismos.
2. La geometría de la prótesis, en la que una distancia (offset) alta, entre el eje de la cabeza femoral y el eje del vástago de la prótesis aumenta el desgaste.
- 30 3. El ángulo de declinación o ángulo de anteversión de la cabeza femoral y la relación de este con el ángulo de recubrimiento (ángulo de Wiberg) del acetábulo.
4. Los esfuerzos de flexión en la zona proximal del fémur como consecuencia del brazo de palanca formado entre este punto y el punto de giro de la cadera.
- 35 5. Los problemas asociados a la implantación de prótesis en quirófano por parte de los cirujanos, dado que muchos de los fracasos de las prótesis de cadera devienen de una incorrecta colocación de estas, con el consiguiente aumento de las tensiones, desgaste y fatiga de los materiales.

40 A continuación se muestra la diferencia entre la técnica anterior mas cercana y la presente invención reivindicada, aportando una breve exposición del problema que se resuelve.

45 Todas las invenciones mostradas reflejan una geometría y forma conocidas en la actualidad para la Artroplastia Total de Cadera, consistente en un vástago quebrado introducido en la cavidad femoral, tras la resección de la cabeza del hueso. Los vástagos, a pesar de los nuevos materiales empleados poseen una forma de descargar las tensiones y cargas procedentes de la cadera, mediante una estructura en voladizo, que
50 concentra los esfuerzos en la zona de entronque de la prótesis con el hueso femoral, haciendo sufrir a este punto y generando secciones de vástagos con espesores que

hacen que el vaciado necesario en la cavidad femoral sea considerable. Además, en este sistema de la técnica anterior, la reacción en la cadera coincide con la fatiga producida por la cabeza femoral en su rotación contra el acetábulo artificial allí colocado. Es decir, en la zona del acetábulo se concentran las tensiones y el desgaste, siendo este el punto más sensible al fallo por la "enfermedad de las partículas"

En la presente invención se plantea un sistema de prótesis de cadera que emplea otra forma de distribuir las cargas diferente a como actualmente lo hacen las actuales prótesis. Dicho cambio de geometría tiene varias ventajas fundamentales.

Por una parte consiste en la separación física del punto de reacción de la cadera con la zona de producción de partículas por desgaste. Con ello se consigue una separación de la zona de fricción, respecto del anclaje de la pieza de acetábulo artificial al hueso pélvico. La consecuencia directa es una minimización de la pérdida ósea en esa zona y por ende una durabilidad mayor de la prótesis. Además el acetábulo artificial de la prótesis está empotrado literalmente en el hueso pélvico, con lo que la rotación esférica de la cadera se traslada a la zona proximal del fémur. De esta forma se está disponiendo la carga de la cadera directamente sobre el eje diafisario, eliminando el momento flector en la cabeza femoral.

Otra de las ventajas es que ya no existe la posibilidad de que la cabeza femoral sobresalga del acetábulo, por lo que el rozamiento de las caras en contacto se controla mediante el diseño específico aquí planteado. Como consecuencia de este diseño, se corrige y reduce el ángulo de anteversión del cuello femoral con respecto al acetábulo.

Finalmente, el propio ángulo de anteversión, gracias al diseño de adaptación giratoria reivindicado es configurable a medida para el paciente, quedando fijado en el quirófano o en el estudio previo de implantación de la prótesis.

Explicación de la Invención

La presente invención consiste en un sistema de prótesis de cadera compuesta de las siguientes partes fundamentales:

Una **pieza de fémur** de material metálico o polimérico, compuesta por una zona superior semiesférica hueca cuyo diámetro interior y exterior puede tener distintas medidas en función de las características del paciente y carga a soportar, y que tiene su ecuador enrasado con el plano de corte practicado en el cuello femoral. A la semiesfera hueca, por su parte inferior, se une solidariamente un vástago, recto o curvo de sección cualquiera, alojado en la cavidad femoral en la dirección y con la misma inclinación que el eje diafisario del hueso.

En el interior de la zona superior semiesférica de la pieza de fémur encaja una **pieza de cotilo** de material polimérico, cerámico o metálico, en posición concéntrica y con la misma forma semiesférica y con las características existentes en el mercado en cuanto a tamaños y materiales. Este elemento sirve de separador entre la zona semiesférica de la pieza de fémur y la **cabeza esférica** de rotación de la cadera, de material metálico o cerámico con diámetro cualquiera y que se compone de una esfera que encaja en la pieza de cotilo, siendo ambos los elementos que constituyen el par de fricción de la articulación.

Ventaja técnica. Con esta configuración se ha desplazado el punto de rotación y de fricción desde el acetábulo de la cadera a la zona proximal del fémur y se ha alineado la carga de la cadera con el eje diafisiario del hueso. Por tanto se elimina el momento de flexión en la cabeza del fémur y se optimiza el esfuerzo a compresión del vástago de la pieza, en el interior de la cavidad femoral. Esto se traduce en un óptimo dimensionamiento de dicho vástago, tanto en longitud como en sección que lo hace menos invasivo en el interior del hueso. Esta configuración constituye una solución eficaz de trabajo conjunto entre la zona cortical del fémur y la prótesis, que a través del vástago transmite las cargas procedentes de la parte superior del cuerpo humano a través del raquis, hacia las extremidades inferiores. Por otro lado, y más importante, con esta configuración se consigue alejar el par de fricción, ya sea duro-duro (cabeza metálica o cerámica/cotilo metálico o cerámico) o duro-blando (cabeza metálica o cerámica/cotilo polimérico), de la zona del acetábulo de la pelvis y con ello la posible formación de partículas en la zona pélvica que, por otro lado, es la más sensible a la osteólisis del hueso y su degradación (fallo de la prótesis convencional). Como se sabe, la zona proximal del fémur protésico es menos tendente a sufrir la "enfermedad de las partículas", al estar sellada la zona de contacto entre la zona semiesférica hueca y el hueso. Por otro lado, al no haber flexión en cabeza, tampoco habrá tendencia al aflojamiento por abertura de la cavidad femoral. Finalmente, gracias a esta disposición estructural se reducen las tensiones en conjunto de la articulación, hecho que favorece la rotación esférica con menor desgaste por parte de las piezas y por ende, con una menor emisión de partículas.

Introducido en la cabeza esférica hay **pieza de conexión** de material metálico, que une la cabeza esférica con una pieza-acetábulo fijada en el hueso pélvico. Dicho elemento de conexión está constituido por un brazo estructural de sección cualquiera, que en uno de sus extremos encaja en la esfera de rotación, mediante una abertura radial a la misma, y en el otro está solidariamente unido a una chapa de sector semiesférico con forma de cruz de espesor cualquiera. La pieza de conexión puede rotar (para su correcta alineación con la pieza de fémur) sobre una **pieza-acetábulo**, de material metálico, con forma semiesférica y espesor cualquiera, unida al hueso pélvico y sobre la que gira paralelamente, gracias a dos perforaciones cilíndricas practicadas en los extremos superior e inferior de la chapa semiesférica y dos salientes cilíndricos, pertenecientes a la pieza-acetábulo. En los brazos de la cruz de la chapa semiesférica hay dos perforaciones cilíndricas en las que se introducen los tornillos que dejarán la pieza de conexión fijada a la pieza-acetábulo. Esta pieza-acetábulo posee varias perforaciones que según la posición elegida de ángulo de giro, coincidirán con las perforaciones de los brazos de la cruz de la chapa semiesférica y posibilitan la alineación, según las necesidades de la biomecánica del paciente, de la pieza de conexión con la pieza de fémur.

Ventaja técnica: Poder alinear la pieza-acetábulo con la pieza de fémur garantiza una correcta distribución de las tensiones en la esfera de rotación y en la pieza de cotilo con el mínimo desgaste. La reducción del ángulo de anteversión minimiza los problemas de displasia asociados a las enfermedades de cadera y evita las dislocaciones de la articulación de cadera. Esto además constituye una reducción en los problemas de implantación de prótesis de cadera para el cirujano ortopédico y traumatológico al facilitar las maniobras de fijación y alineación de los componentes protésicos asociados a las distintas zonas óseas. Finalmente, el acetábulo artificial unido a la pelvis (elemento más rígido del conjunto articular) constituye un elemento fijo de cara a la transmisión de tensiones, al no haber zona de rotación y cargas móviles con elementos en su interior. Esto reduce la fatiga sobre el hueso pélvico y mejora la transmisión de tensiones al

conjunto articular. Por último indicar que ya no existe dependencia en lo que al desgaste se refiere, de la influencia del ángulo de Wiberg en el acetábulo, a no sobresalir la cabeza esférica por el mismo.

- 5 Por otro lado los materiales de las distintas piezas y componentes podrán ser metálicas, cerámicas, poliméricas o cualquiera otros.

Descripción del contenido de los dibujos

- 10 A continuación se hace la descripción de una forma de realización preferida, aunque no exclusiva, del sistema de prótesis de cadera, para cuya mejor comprensión se acampana de unos dibujos dados meramente a título de ejemplo no limitativo, y de un glosario de referencias sobre los mismos.

15 Glosario de referencias

- (1) Pieza femoral;
- (2) Zona superior de pieza femoral;
- 20 (3) Plano de corte de la zona proximal del fémur;
- (4) Hueso del fémur;
- 25 (5) Vástago de pieza femoral;
- (6) Cavidad femoral;
- (7) Eje diafisario;
- 30 (8) Pieza de cotilo;
- (9) Cabeza de rotación esférica;
- 35 (10) Perforación radial en pieza (9) para alojar el extremo del brazo estructural (12);
- (11) Pieza de conexión;
- (12) Brazo estructural de pieza de conexión (13);
- 40 (13) Nervio de rigidez del brazo estructural (12);
- (14) Hueso pélvico;
- 45 (15) Chapa con forma de sector semiesférico que forma parte de elemento de conexión (11);
- (16) Pieza-acetábulo fijada al hueso pélvico;
- 50 (17) Perforaciones en elemento (15);

- (18) Perforaciones en brazos de la cruz de elemento (15) para alojar tornillos de fijación;
- 5 (19) Salientes de pieza-acetábulo (16) que entran en las perforaciones (17) del elemento (15);
- (20) Taladros en la pieza-acetábulo (16) para fijación de pieza (11);
- (21) Tornillo de fijación de la pieza (11) con la pieza-acetábulo (16)
- 10 (22) Eje de giro entre pieza de conexión (11) y pieza-acetábulo (16);

Breve descripción de las figuras

15 La figura nº 1 muestra una sección de la prótesis y los huesos de fémur y cadera.

La figura nº 2 muestra la misma sección anterior con los distintos elementos desensamblados para facilitar la comprensión del conjunto.

20 La figura nº 3 muestra una vista superior donde se puede ver la sección de la zona del acetábulo del hueso pélvico con la pieza-acetábulo (16) seccionada y con la pieza de conexión (11) fijada sobre la anterior.

25 La figura nº 4 muestra una vista posterior de la prótesis con los elementos antes de su ensamble.

La figura nº 5 muestra una vista posterior de la prótesis con los elementos después de su ensamble.

30 La figura nº 6 muestra una vista, desde otro ángulo diferente a la figura nº 4, de la prótesis con los elementos antes de su ensamble.

La figura nº 7 muestra una vista, desde otro ángulo diferente a la figura nº 5, de la prótesis con los elementos después de su ensamble.

35 La figura nº 8 muestra distintas vistas de la pieza de conexión (11).

La figura nº 9 muestra dos vistas en perspectiva de la pieza de conexión (11) ensamblada en el interior de la pieza (16).

40

Exposición detallada da un modo de realización preferente de la Invención

Como puede observarse en la figuras, la invención consiste en un sistema de prótesis de cadera, compuesta por una pieza femoral (1) cuya zona superior tiene forma semiesférica hueca (2) cuyo ecuador queda enrasado con el plano de corte (3) realizado en la resección del extremo proximal del fémur (4) y cuya zona inferior esta compuesta por un vástago (5) recto o curvo alojado en la cavidad femoral (6) siguiendo el eje diafisario del hueso (7).

50 Una pieza de cotilo (8) con una forma también semiesférica hueca, se sitúa concéntrica mente en el interior de la zona superior semiesférica (2) de la pieza femoral (1).

Una pieza con forma semiesférica maciza conforma la cabeza de rotación esférica (9) de la articulación en cuya superficie posee una perforación (10) de dirección radial.

5 Una pieza de conexión (11) compuesta por un brazo estructural (12) en cuya parte inferior posee un nervio de rigidez (13), sirve de transmisión de esfuerzos entre el hueso pélvico (14) y la cabeza del fémur (4). Tanto el brazo estructural (12) como el nervio de rigidez (13) se encuentran empotrados en una chapa (15) con forma de sector esférico y en cruz. Gracias a su forma descrita, la pieza de conexión (11) puede girar paralelamente
10 alineadas entre sí y colocadas en la parte superior e inferior de la chapa (15). En los brazos de la cruz, la chapa (15) tiene perforaciones (18) para su posicionamiento definitivo y fijación sobre la pieza-acetábulo (16) sobre la que puede girar paralelamente para facilitar dicho posicionamiento.

15 La pieza-acetábulo (16) con forma semiesférica hueca esta fijada sobre el hueso de la pelvis (14) de forma cementada o no cementada y tiene dos salientes (19) en la parte superior en inferior de la misma que coinciden con las perforaciones (17) de la chapa (15), constituyendo así el eje de rotación (22) de la piezas de conexión (11) con la pieza-acetábulo (16). Además en la pieza-acetábulo (16) posee unas perforaciones (20) en la
20 parte posterior de la semiesfera hueca por las que se fija mecánicamente mediante tornillos (21) el sector esférico con forma de cruz (15) con la pieza-acetábulo (16) en la alineación definitiva entre el hueso pélvico (14) y la pieza femoral (1).

REIVINDICACIONES

1. Sistema de prótesis articular de cadera con reducción de esfuerzo y ángulo de anteversión de la cabeza femoral constituido por una pieza femoral (1) cuya parte superior queda enrasada en la resección de la zona proximal del hueso femoral (4) y aloja en su interior una pieza de cotilo (8) que a su vez permite la rotación de una cabeza esférica (9) que se une a una pieza de conexión (11) que se alinea con la pieza femoral mediante giro sobre una pieza-acetábulo (16) implantada a su vez sobre el hueso pélvico (14), **caracterizado** porque comprende:
- Una pieza femoral (1) de material metálico, que se inserta en el fémur de forma longitudinal y que contiene:
 - Una zona con forma semiesférica hueca (2) de espesor cualquiera, ubicada en la parte superior de la pieza femoral, que queda enrasada con el plano inclinado (3) resultado de la resección practicada en la zona proximal del hueso;
 - Un vástago (5) recto o curvo, de sección cualquiera, unido por la parte inferior a la pieza semiesférica hueca (2) y que se aloja en la cavidad femoral (6) en la dirección del eje diafisario (7);
 - Una pieza de cotilo(8) de material polimérico, cerámico o metálico, que encaja en el interior de la zona semiesférica hueca (2) de la pieza femoral.
 - Una cabeza esférica (9) de material metálico o cerámico de diámetro cualquiera, que encaja en la pieza de cotilo(8) y que contiene:
 - Una perforación de dirección radial en la superficie para la inserción de un brazo estructural (12);
 - Una pieza de conexión (11) de material metálico, unida a la pieza-acetábulo (16) sobre la que puede girar, mediante un eje de rotación (22), para su alineación definitiva con la pieza femoral (1) y que contiene:
 - Un brazo estructural (12) de sección cualquiera, uno de cuyos extremos se introduce en la cabeza esférica (9) estando el otro solidariamente unido a un sector esférico en forma de cruz (15);
 - Un nervio de rigidez (13) de sección cualquiera, colocado bajo el brazo estructural (12) siguiendo la trayectoria de este;
 - Una chapa con forma de sector esférico (15) de espesor cualquiera, a la que acometen tanto el brazo estructural (12) como el nervio de rigidez (13) y que posee perforaciones (18) cilíndricas en los brazos de la cruz y perforaciones (17) cilíndricas en la parte superior e inferior de la chapa.
 - Una pieza-acetábulo (16) de material metálico, con forma semiesférica hueca y material y espesor cualquiera, fijada sobre el hueso pélvico (9) de forma solidaria y que contiene:

- Dos salientes (19) cilíndricos en la parte superior e interior del interior de la semiesfera, que encajan en las perforaciones (17) cilíndricas superior e inferior de la chapa con forma de sector semiesférico (15);
- 5
- Una serie de perforaciones cilíndricas en la pieza semiesférica hueca (20) donde se puede fijar mecánicamente con tornillos (21) la alineación definitiva de la pieza de conexión (11) con la pieza-acetábulo (16);

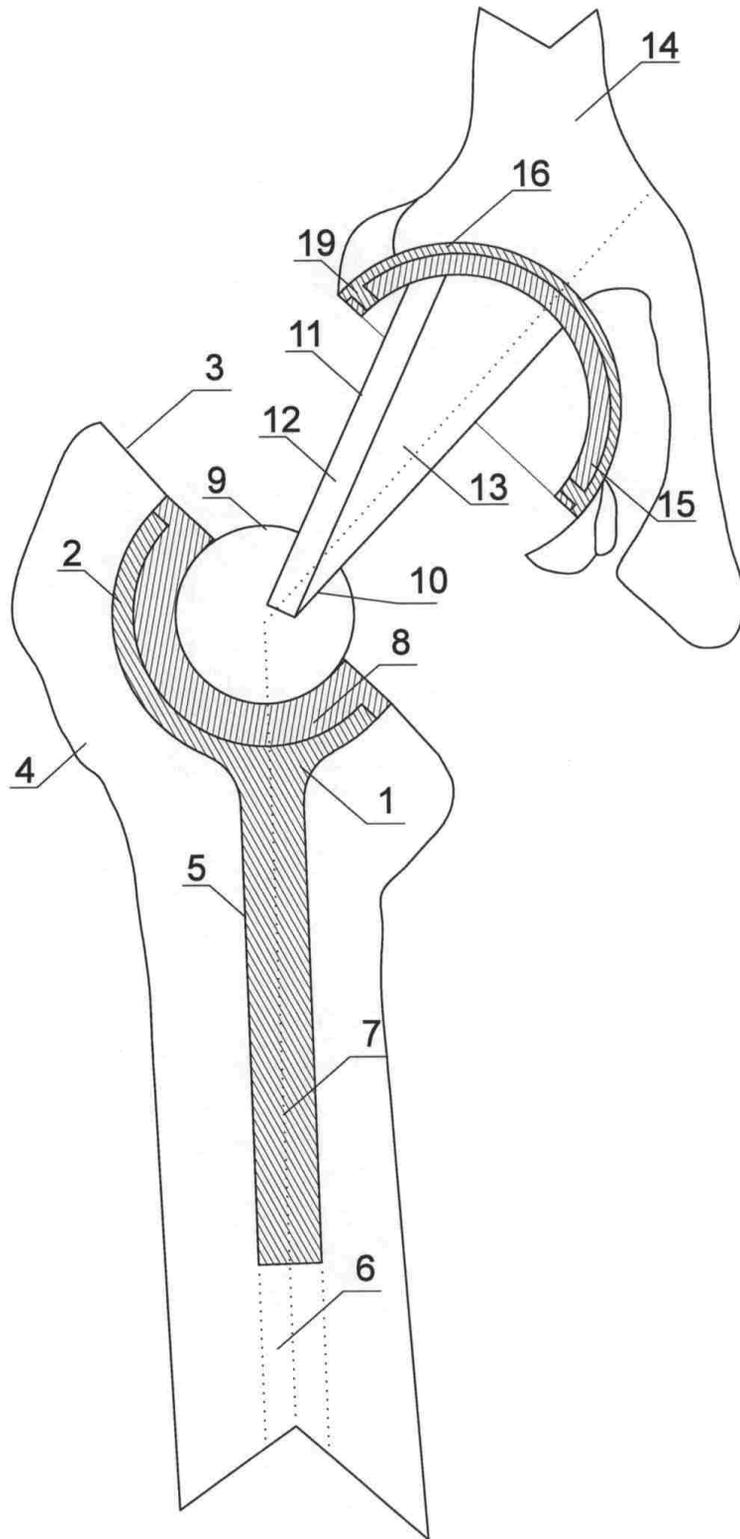


Figura nº 1

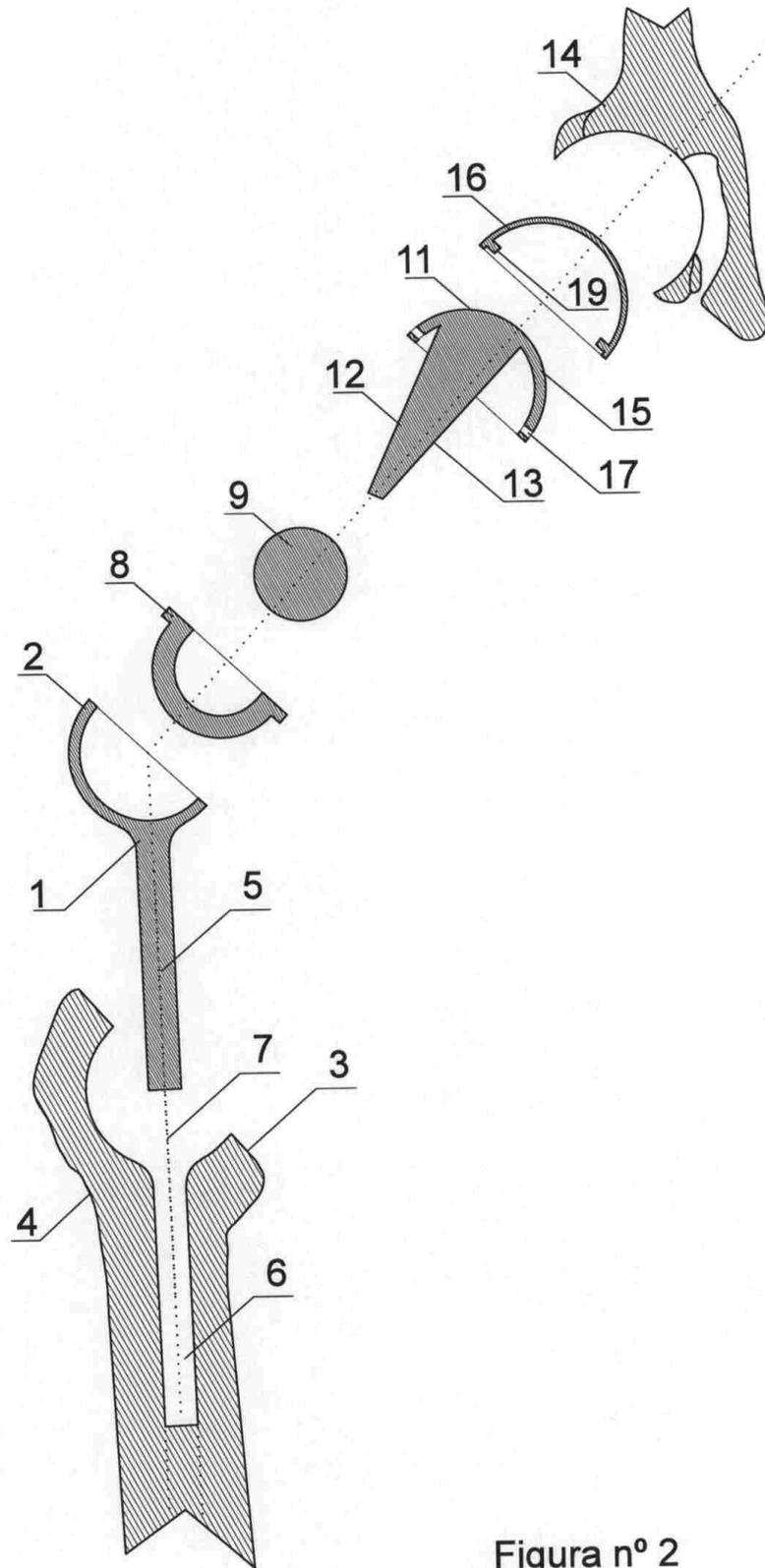


Figura nº 2

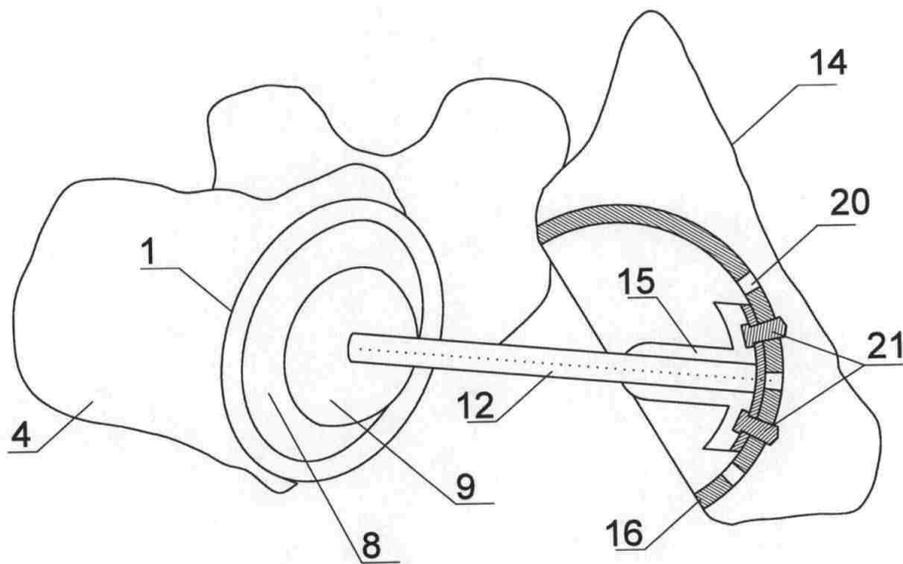
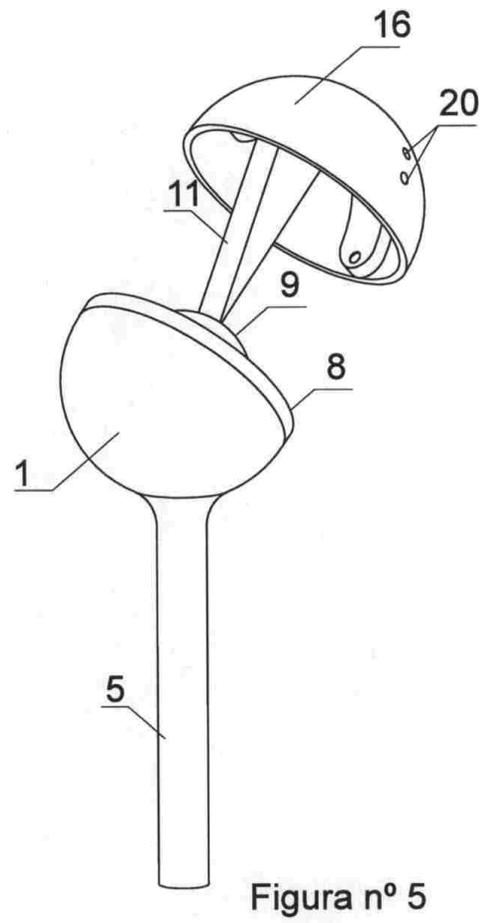
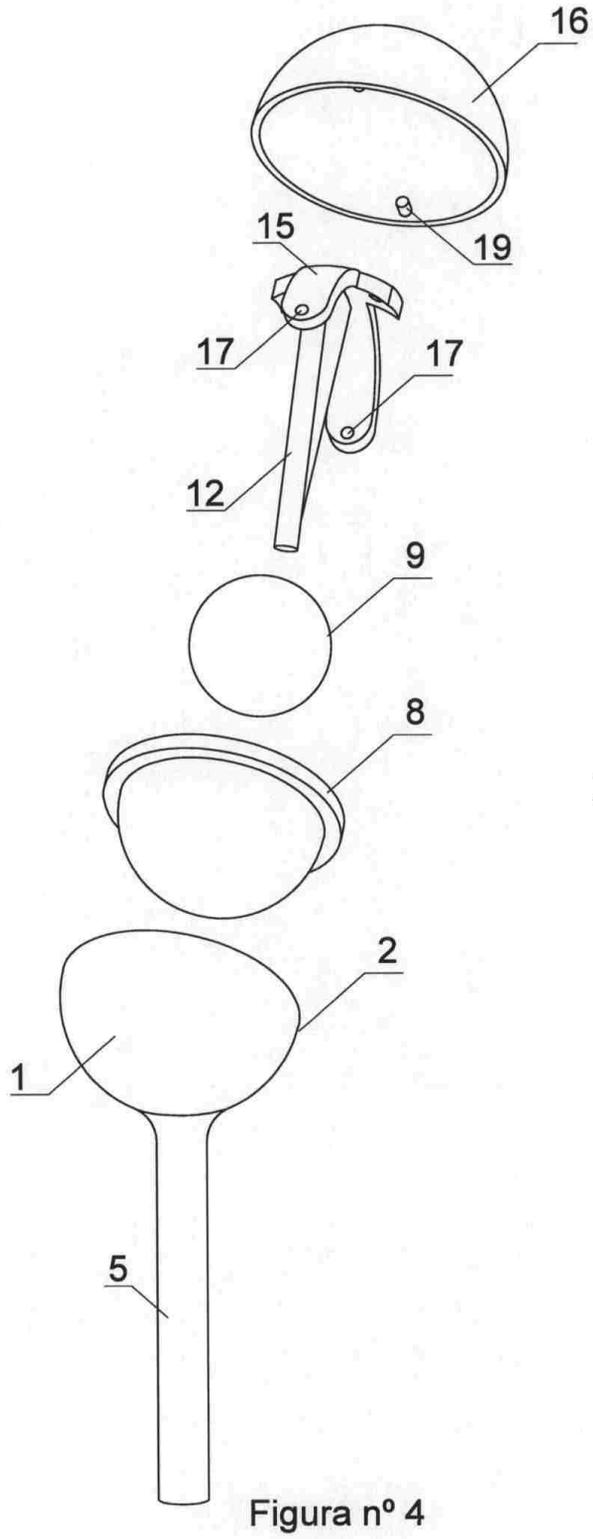
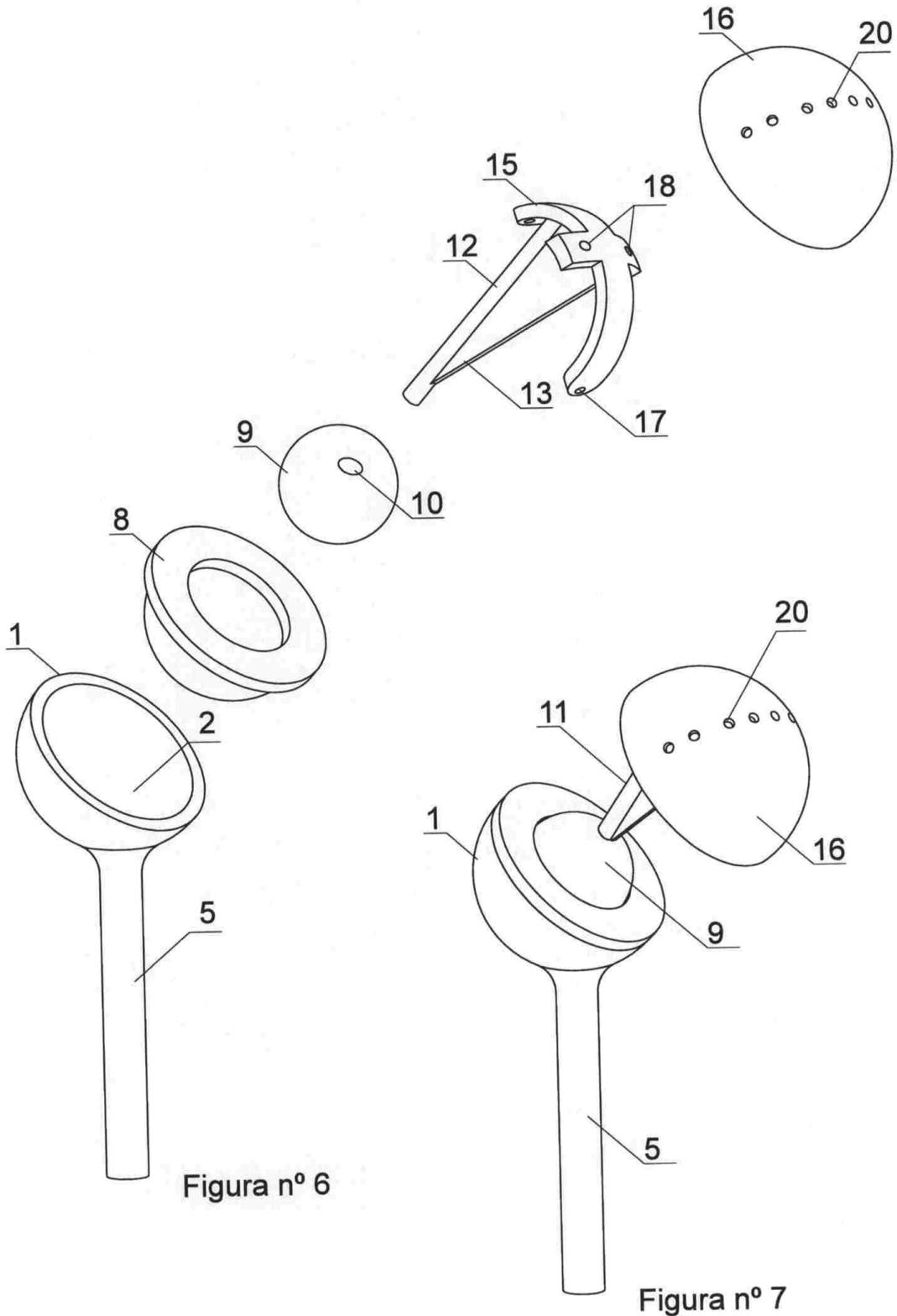


Figura nº 3





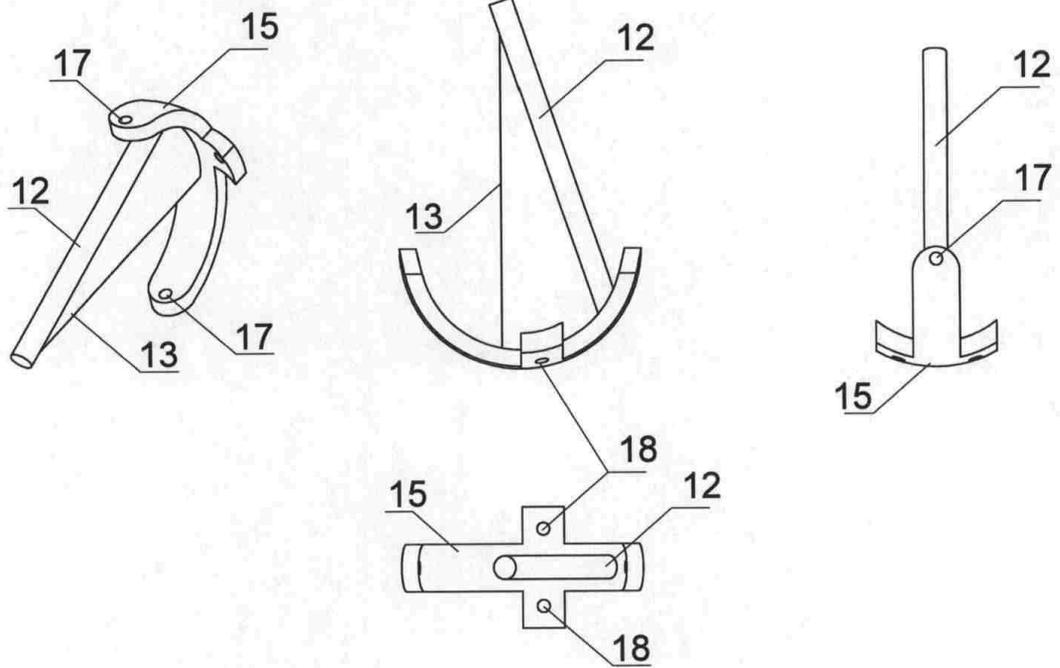


Figura nº 8

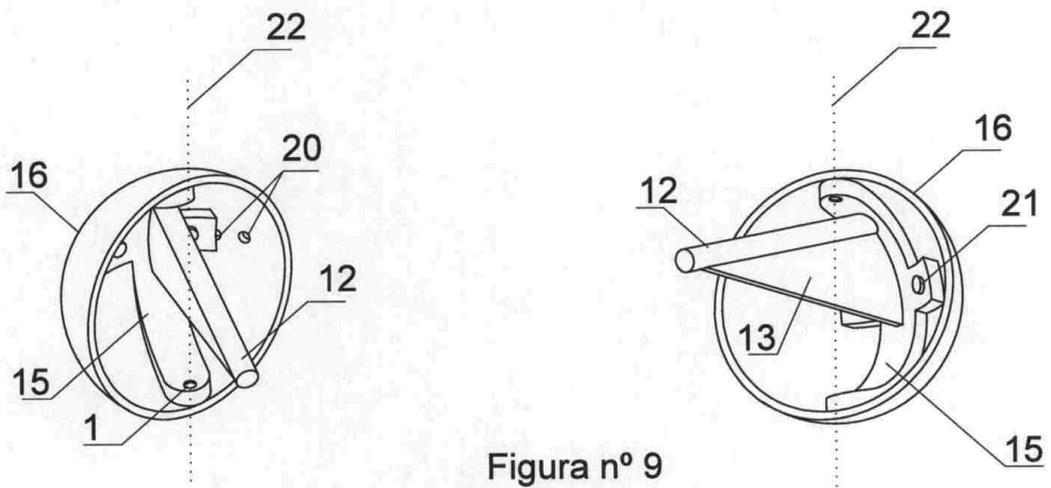


Figura nº 9



②① N.º solicitud: 201500939

②② Fecha de presentación de la solicitud: 31.12.2015

③② Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TECNICA

⑤① Int. Cl.: **A61F2/32** (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑤⑥ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
A	ES 2553392 T3 (KIRK PROMOTION LTD) 09.12.2015, página 4, línea 24 – página 14, línea 49; figuras 1-21.	1
A	US 2013261761 A1 (WHITAKER DUSTIN R et al.) 03.10.2013, párrafos [0004-0062]; figuras 1-8.	1
A	US 2015025647 A1 (ZHANG ZONGTAO) 22.01.2015, párrafos [0010-0036]; figuras 1-7.	1
A	WO 2011005184 A1 (MILUX HOLDING SA et al.) 13.01.2011, párrafos [0008-000180]; figuras 1-35.	1
A	ES 2301618 T3 (SMITH & NEPHEW INC) 01.07.2008, página 4, línea 3 – página 8, línea 62; figuras 1-16.	1
A	ES 2339004 T3 (SMITH & NEPHEW INC) 14.05.2010, página 3, línea 30 – página 9, línea 67; figuras 1-9.	1
A	ES 2063714 A1 (LIMA SPA) 01.01.1995, columna 1, línea 3 – columna 6, línea 9; figuras 1-3.	1

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

para todas las reivindicaciones

para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe
08.03.2016

Examinador
E. Álvarez Valdés

Página
1/4

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)

A61F

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)

INVENES, EPODOC, WPI.

Fecha de Realización de la Opinión Escrita: 08.03.2016

Declaración

Novedad (Art. 6.1 LP 11/1986)	Reivindicaciones 1	SI
	Reivindicaciones	NO
Actividad inventiva (Art. 8.1 LP11/1986)	Reivindicaciones 1	SI
	Reivindicaciones	NO

Se considera que la solicitud cumple con el requisito de aplicación industrial. Este requisito fue evaluado durante la fase de examen formal y técnico de la solicitud (Artículo 31.2 Ley 11/1986).

Base de la Opinión.-

La presente opinión se ha realizado sobre la base de la solicitud de patente tal y como se publica.

1. Documentos considerados.-

A continuación se relacionan los documentos pertenecientes al estado de la técnica tomados en consideración para la realización de esta opinión.

Documento	Número Publicación o Identificación	Fecha Publicación
D01	ES 2553392 T3 (KIRK PROMOTION LTD)	09.12.2015
D02	US 2013261761 A1 (WHITAKER DUSTIN R et al.)	03.10.2013
D03	US 2015025647 A1 (ZHANG ZONGTAO)	22.01.2015
D04	WO 2011005184 A1 (MILUX HOLDING SA et al.)	13.01.2011
D05	ES 2301618 T3 (SMITH & NEPHEW INC)	01.07.2008
D06	ES 2339004 T3 (SMITH & NEPHEW INC)	14.05.2010
D07	ES 2063714 A1 (LIMA SPA)	01.01.1995

2. Declaración motivada según los artículos 29.6 y 29.7 del Reglamento de ejecución de la Ley 11/1986, de 20 de marzo, de Patentes sobre la novedad y la actividad inventiva; citas y explicaciones en apoyo de esta declaración

El objeto de la reivindicación 1 consiste en un sistema de prótesis articular de cadera con reducción de esfuerzo y ángulo de anteversión de la cabeza femoral constituido por una pieza femoral cuya parte superior queda enrasada en la resección de la zona proximal del hueso femoral y aloja en su interior una pieza de cotilo que a su vez permite la rotación de una cabeza esférica que se une a una pieza de conexión que se alinea con la pieza femoral mediante giro sobre una pieza-acetábulo implantada a su vez sobre el hueso pélvico, que comprende:

- Una pieza femoral de material metálico, que se inserta en el fémur de forma longitudinal y que contiene:

Una zona con forma semiesférica hueca de espesor cualquiera, ubicada en la parte superior de la pieza femoral, que queda enrasada con el plano inclinado resultado de la resección practicada en la zona proximal del hueso;

Un vástago recto o curvo, de sección cualquiera, unido por la parte inferior a la pieza semiesférica hueca y que se aloja en la cavidad femoral en la dirección del eje diafisario;

- Una pieza de cotilo de material polimérico, cerámico o metálico, que encaja en el interior de la zona semiesférica hueca de la pieza femoral.

- Una cabeza esférica de material metálico o cerámico de diámetro cualquiera, que encaja en la pieza de cotilo y que contiene:

Una perforación de dirección radial en la superficie para la inserción de un brazo estructural;

Una pieza de conexión de material metálico, unida a la pieza-acetábulo sobre la que puede girar, mediante un eje de rotación, para su alineación definitiva con la pieza femoral y que contiene:

- Un brazo estructural de sección cualquiera, uno de cuyos extremos se introduce en la cabeza esférica estando el otro solidariamente unido a un sector esférico en forma de cruz;

- Un nervio de rigidez de sección cualquiera, colocado bajo el brazo estructural siguiendo la trayectoria de este;

- Una chapa con forma de sector esférico de espesor cualquiera, a la que acometen tanto el brazo estructural como el nervio de rigidez y que posee perforaciones cilíndricas en los brazos de la cruz y perforaciones cilíndricas en la parte superior e inferior de la chapa.

- Una pieza-acetábulo de material metálico, con forma semiesférica hueca y material y espesor cualquiera, fijada sobre el hueso pélvico de forma solidaria y que contiene:

- Dos salientes cilíndricos en la parte superior e inferior del interior de la semiesfera, que encajan en las perforaciones cilíndricas superior e inferior de la chapa con forma de sector semiesférico;

- Una serie de perforaciones cilíndricas en la pieza semiesférica hueca donde se puede fijar mecánicamente con tornillos la alineación definitiva de la pieza de conexión con la pieza-acetábulo.

Los documentos D01-D07 sólo reflejan el Estado de la Técnica.

El documento D01 muestra un dispositivo de articulación de cadera, sin embargo, no muestra una configuración, similar o equivalente, a la bisagra oculta para puertas cortafuegos de la solicitud.

Las mismas consideraciones aplican para los documentos D02 a D07.

Ninguno de dichos documentos muestra una disposición como la descrita en las reivindicaciones 1 a 4 y en consecuencia no pueden ser considerados como anterioridades. Por otra parte no resulta obvio que, a partir de dichos documentos, un experto en la materia pudiera concebir una bisagra oculta para puertas cortafuegos con las características mencionadas en dichas reivindicaciones.

La invención divulgada a través del contenido de las reivindicaciones 1 a 4 parece aportar mejoras evidentes sobre lo ya conocido en el campo de las bisagras ocultas para puertas cortafuegos y por tanto se puede considerar que es nueva (Art. 6, Ley 11/1986 de Patentes) e implica actividad inventiva (Art. 8, Ley 11/1986 de Patentes).