

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 559 509**

51 Int. Cl.:

A61F 2/32	(2006.01)
A61L 27/04	(2006.01)
A61L 27/14	(2006.01)
A61L 27/50	(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 10797404 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.10.2015 EP 2451395**

54 Título: **Dispositivo de articulación de 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:

KIRK PROMOTION LTD. (100.0%)
Frejgatan 13, Att. 1492
114 79 Stockholm, SE

72 Inventor/es:

FORSELL, PETER

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
12.02.2016

ES 2 559 509 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 cadera

SECTOR TÉCNICO

La invención se refiere, en general, a prótesis de la articulación de la cadera.

5 ANTECEDENTES

La osteoartritis de la articulación de la cadera es un síndrome en el que una inflamación de baja intensidad tiene como resultado un dolor en las articulaciones de la cadera, provocado por un desgaste anómalo del cartílago, que actúa como un amortiguador en el interior de la articulación de la cadera. Este desgaste anómalo del cartílago tiene como resultado asimismo una disminución del fluido de lubricación de las articulaciones denominado líquido sinovial.

10 Se estima que la osteoartritis de la articulación de la cadera afecta al 80% de la población mayor de 65 años de edad, de forma más o menos severa.

El tratamiento actual de la osteoartritis de la articulación de la cadera comprende medicamentos NSAID, inyecciones locales de ácido hialurónico o de glucocorticoide para ayudar a lubricar la articulación de la cadera, y la sustitución de partes de la articulación de la cadera con una prótesis por medio de cirugía de la articulación de la cadera.

15 La sustitución de partes de la articulación de la cadera es una de las cirugías más comunes a día de hoy, realizada cada año en cientos de miles de pacientes en todo el mundo. El procedimiento más común comprende colocar una prótesis de metal en el fémur y un cuenco de plástico en el acetábulo. Esta operación se realiza a través de una incisión lateral en la cadera y en la parte superior del muslo, y a través de la fascia lata y de los músculos laterales del muslo. Para conseguir acceso a la articulación, es necesario penetrar la cápsula de soporte de la articulación de la cadera acoplada al fémur y al ilion. El fémur se corta en el cuello con una sierra para huesos y la prótesis se coloca en el fémur con cemento óseo o bien sin éste. El acetábulo se amplía ligeramente utilizando un ensanchador acetabular, y el cuenco de plástico se coloca utilizando tornillos o cemento óseo.

20 La prótesis de metal colocada en el fémur es normalmente más dura que el hueso humano lo que, en muchas ocasiones, daña el hueso femoral en los puntos en los que la prótesis se fija al hueso femoral. La diferencia de elasticidad entre el hueso femoral y la prótesis de la articulación de la cadera afecta asimismo a la fijación de la prótesis. El aflojamiento de la prótesis es la causa más común de tener que repetir la cirugía de la articulación de la cadera, y la diferencia de elasticidad entre la prótesis y el hueso femoral crea una tensión en los puntos de fijación que favorece el aflojamiento de la prótesis.

25 Un problema adicional de tener una prótesis rígida, es decir no lo suficientemente elástica, es que la prótesis asume completamente la carga que lleva el hueso natural, lo que puede hacer que el hueso se retraiga y reduzca su formación de nuevo tejido óseo. Finalmente, este proceso incrementa el aflojamiento de la prótesis. El esfuerzo en las superficies de contacto procede además de los impactos que se propagan a través del cuerpo producidos por la marcha normal, o esfuerzos mayores en situaciones de accidente, tal como cuando se produce una caída. Una prótesis rígida no funciona en un modo que absorba los impactos y, por lo tanto, todo el impacto se propaga a la superficie de contacto en la que la prótesis está fijada al hueso femoral.

30 Por lo tanto, sería deseable tener una prótesis de la articulación de la cadera con propiedades elásticas similares al hueso, en los puntos que fijan la prótesis al hueso, y/o tener una prótesis de la articulación de la cadera que absorba los impactos de manera similar o mejorada respecto de la articulación de la cadera natural.

40 La memoria US 2006/184250 (de Bandoh et al.) da a conocer un vástago de articulación artificial de tipo sin cemento, fabricado de un material compuesto que tiene rigidez variable.

La memoria DE3822854 (de Fisher) da a conocer una prótesis que tiene elementos elásticos que forman parte del vástago.

RESUMEN

45 La invención se define en la reivindicación 1. Se definen realizaciones preferidas en las reivindicaciones dependientes.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

A continuación se describen realizaciones, a modo de ejemplo, haciendo referencia a los dibujos adjuntos, en los que las figuras 8 y 9 muestran realizaciones de la invención.

50 la figura 1 muestra un paciente humano en una vista lateral, cuando se lleva a cabo una cirugía convencional de la articulación de la cadera,

- la figura 2 muestra una vista frontal de un paciente humano cuando se han realizado incisiones en un procedimiento quirúrgico,
- la figura 3 muestra una vista frontal de un paciente humano cuando se han realizado incisiones en un procedimiento laparoscópico,
- 5 la figura 4 muestra una vista frontal de un paciente humano y las herramientas de un procedimiento laparoscópico,
- la figura 5 muestra un paciente humano en sección cuando se realiza un procedimiento laparoscópico,
- la figura 6 muestra la prótesis de la articulación de la cadera de acuerdo con una realización,
- la figura 7 muestra la prótesis de la articulación de la cadera de acuerdo con una realización,
- 10 la figura 8 muestra la prótesis de la articulación de la cadera de acuerdo con una realización, en mayor detalle,
- la figura 9 muestra la prótesis de la articulación de la cadera de acuerdo con una realización, en mayor detalle,
- 15 la figura 10 muestra la prótesis de la articulación de la cadera de acuerdo con una realización, cuando está fijada en el hueso femoral,
- la figura 11 muestra la prótesis de la articulación de la cadera de acuerdo con una realización, cuando se fija al cuello del fémur,
- la figura 12 muestra la prótesis de la articulación de la cadera de acuerdo con una realización,
- la figura 13 muestra la prótesis de la articulación de la cadera de acuerdo con una realización,
- 20 la figura 14 muestra la prótesis de la articulación de la cadera y sus diferentes posiciones,
- la figura 15 muestra la prótesis de la articulación de la cadera que tiene una curvatura,
- la figura 15' muestra, esquemáticamente, cómo la torsión afecta a una parte de la prótesis de la articulación de la cadera.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

- 25 La elasticidad se debe entender como la capacidad de los materiales para deformarse de manera elástica.
- La deformación elástica se tiene cuando un material se deforma bajo tensión (por ejemplo, fuerzas externas), pero recupera su forma original cuando cesa la tensión. Un material más elástico se debe entender como un material que tiene un módulo de elasticidad menor. El módulo elástico de un objeto se define como la pendiente de su curva de tensión-esfuerzo en la zona de deformación elástica. El módulo elástico se calcula como tensión/esfuerzo, donde la
- 30 tensión es la fuerza que provoca la deformación, dividida por el área a la que se aplica la fuerza; y el esfuerzo es el coeficiente del cambio provocado por la tensión.
- La rigidez se debe entender como la resistencia de un cuerpo elástico a la deformación por una fuerza aplicada.
- Las fuerzas de atracción netas se deben entender cómo; que los materiales que están conectados entre sí por medio de fuerzas de atracción a nivel atómico o molecular. Estas fuerzas de atracción netas podrían ser fuerzas de
- 35 van der Waals, fuerzas bipolares o fuerzas covalentes. El material conectado por medio de fuerzas de atracción netas podría ser el mismo material, el mismo material de base con tratamientos diferentes o materiales diferentes unidos entre sí mediante alguna clase de fuerza de unión.
- La parte proximal de la prótesis de la articulación de la cadera se debe entender como la parte que está situada en proximidad con el paciente humano cuando está implantada. Por lo tanto, la parte principal es la parte que
- 40 comprende la sección de conexión, en conexión con el acetábulo. La parte distal es la parte de la prótesis que está situada distalmente en un paciente humano cuando está implantada. La parte distal comprende la sección de fijación adaptada para fijar la prótesis al hueso femoral y/o al cuello del fémur.
- Una parte de un material se debe entender como una parte o sección de un material que no necesariamente tiene las mismas propiedades que las otras partes del mismo material, por ejemplo, una parte de un material metálico
- 45 puede estar endurecida de manera diferente a otra parte del material metálico, incluso si las dos partes son partes del mismo material de base, esto es análogo para materiales polímeros y cerámicos.
- Un material biocompatible se debe entender como un material con un bajo nivel de respuesta inmunitaria. Los materiales biocompatibles se denominan en ocasiones biomateriales. Es similar un metal biocompatible con baja

respuesta inmunitaria, tal como titanio o tantalio. El metal biocompatible podría ser asimismo una aleación biocompatible que comprenda, por lo menos, un metal biocompatible.

5 Una aleación metálica se debe entender como una mezcla de dos o más elementos en solución sólida, en la que el componente principal es un metal. Una aleación de acero es, por lo tanto, una aleación en la que uno de los componentes es acero que, a su vez, es una aleación de hierro y carbono. Por lo tanto, una aleación de titanio es una aleación en la que uno de los componentes es titanio.

La martensita es una forma muy dura de estructura cristalina de acero, pero lo es asimismo cualquier estructura cristalina que esté formada mediante transformación displaciva. Esto incluye una clase de minerales duros que se producen como granos de cristal en forma de listón o de placa.

10 De acuerdo con una realización, la prótesis de la articulación de la cadera es una prótesis de aleación de acero, tal como una prótesis de acero inoxidable, en la que uno de los extremos de la prótesis está adaptado para estar en conexión con el acetábulo, que es una parte en forma de cuenco del hueso pélvico. La sección de conexión tiene una superficie menos elástica adaptada para resistir el desgaste mejor que el resto de la prótesis. La superficie menos elástica se forma por medio del revenido de la superficie, que es un proceso en el que dicha superficie se calienta rápidamente y a continuación se enfría rápidamente. El revenido crea martensita en la superficie al no permitir que los átomos de carbono se difundan desde la estructura cristalina. La prótesis comprende además una
15 sección de fijación que ayuda a la fijación de la prótesis al hueso femoral. La sección de fijación podría consistir solamente en las partes de la prótesis que tienen una superficie que está en conexión directa o indirecta con el hueso femoral, en cuyo caso la prótesis comprende además una sección intermedia adaptada para estar situada
20 entre dicha sección de conexión y dicha sección de fijación. De acuerdo con otra realización, la sección de fijación es toda la prótesis salvo la sección de conexión. La sección de conexión podría ser revenida enfriando rápidamente dicha parte particular, sin embargo se puede concebir asimismo que toda la prótesis sea revenida y que las secciones que no están expuestas a ningún desgaste se templen para crear una estructura más elástica en el material.

25 De acuerdo con una realización, la sección de conexión y la sección de fijación son de un material metálico biocompatible, mientras que la sección intermedia es de un material polímero biocompatible, tal como materiales elastoméricos de poliuretano, materiales elastoméricos de poliamida, materiales elastoméricos de poliéster y materiales de silicona.

30 De acuerdo con una realización, la prótesis de la articulación de la cadera es una prótesis de titanio o de aleación de titanio, en la que la sección de conexión comprende una capa cerámica, tal como un carburo de titanio, para crear una superficie más resistente al desgaste. La prótesis de titanio o de aleación de titanio se podría templar para crear una estructura más elástica en el material.

35 El dispositivo médico acorde con cualquiera de las realizaciones podría comprender, por lo menos, un material seleccionado de un grupo que consiste en: politetrafluoretileno (PTFE), perfluoroalcoxi (PFA) y etileno propileno fluorado (FEP). Se puede concebir además que el material comprenda una aleación metálica, tal como cobalto-cromo-molibdeno o titanio o acero inoxidable, o polietileno, tal como un polietileno reticulado o polietileno esterilizado en gas. La utilización de material cerámico es concebible asimismo, en las superficies de contacto o en todo el dispositivo médico, tal como cerámicas de circonio o de dióxido de zirconio, o cerámicas de alúmina. La parte del dispositivo médico en contacto con el hueso humano, para la fijación del dispositivo médico al hueso humano, podría
40 comprender una estructura de asilo ("poorhouse") que podría ser una microestructura o nanoestructura porosa adaptada para fomentar el crecimiento de hueso humano en el dispositivo médico para la fijación del dispositivo médico. La estructura porosa se podría conseguir aplicando un recubrimiento de hidroxiapatita (HA), o un recubrimiento rugoso de titanio de poro abierto, que se podría fabricar mediante pulverizado de plasma en aire, siendo concebible asimismo una combinación que comprenda un recubrimiento rugoso de titanio de poro abierto y una capa superior de HA. Las partes de contacto podrían estar fabricadas de un material autolubrificante tal como un polímero ceroso, tal como PTFE, PFA, FEP, PE y UHMWPE, o de un material pulvimetalúrgico que podría estar
45 infundido con un lubricante, que preferentemente es un lubricante biocompatible tal como un derivado del ácido hialurónico. Es concebible asimismo que el material de las partes o superficies de contacto del dispositivo médico de la presente memoria esté adaptado para ser lubricado de manera constante o intermitente. De acuerdo con algunas
50 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 metal y material basado en carbono, una combinación de carbono y material basado en plástico, una combinación de materiales flexibles y rígidos, una combinación de materiales elásticos y menos elásticos, Corian o polímeros acrílicos.

55 A continuación se proporcionará una descripción detallada de las realizaciones. En las figuras, los numerales de referencia similares indican elementos idénticos o correspondientes en la totalidad de las diversas figuras. Se apreciará que estas figuras son solamente ilustrativas y no limitan el alcance en modo alguno. Por lo tanto, cualesquiera referencias a direcciones, tales como "arriba" o "abajo", se refieren solamente a las direcciones mostradas en las figuras. Asimismo, cualesquiera dimensiones, etc., mostradas en las figuras, tienen propósitos
60 ilustrativos.

La figura 1 muestra una vista lateral de una cirugía convencional de la articulación de la cadera en la que se ha realizado una incisión 112 en el apretado 113 que permite al cirujano llegar al hueso femoral 7 en el que está situada la cabeza del fémur 5. En una cirugía convencional de la articulación de la cadera, se accede a la articulación de la cadera a través de la cápsula de la articulación de la cadera, lo que obliga al cirujano a penetrar el tejido de la cápsula.

La figura 2 muestra una vista frontal del cuerpo de un paciente humano, donde se lleva a cabo un procedimiento quirúrgico para proporcionar una prótesis de la articulación de la cadera desde el lado opuesto del acetábulo. De acuerdo con una primera realización, el procedimiento se lleva a cabo comenzando con una incisión 1 en la pared abdominal del paciente humano. La incisión 1 pasa a través del recto del abdomen y del peritoneo, al interior del abdomen de la paciente humana. En una segunda realización, la incisión 2 se realiza a través del recto del abdomen y al interior del área pélvica, por debajo del peritoneo. De acuerdo con una tercera realización, la incisión 3 se lleva a cabo exactamente entre el ilion y el tejido circundante, incisión 3 que podría permitir diseccionar el hueso pélvico con muy poca penetración de fascia y tejido muscular. De acuerdo con una cuarta realización, la incisión 4 se realiza en el canal inguinal. En la totalidad de las cuatro realizaciones, el tejido que rodea al hueso pélvico 9 en la zona opuesta al acetábulo es retirado o penetrado, lo que permite que el cirujano alcance el hueso pélvico 9.

La figura 3 muestra una vista frontal del cuerpo de un paciente humano en el que se ha realizado un procedimiento laparoscópico de disposición de una prótesis de la articulación de la cadera desde el lado opuesto del acetábulo. El procedimiento es acorde con una primera realización llevada a cabo comenzando con la realización de pequeñas incisiones 14 en la pared abdominal del paciente humano. Las pequeñas incisiones permiten al cirujano introducir trocares laparoscópicos en el abdomen del paciente humano. De acuerdo con la primera realización, las incisiones 14 pasan a través de la pared abdominal y del peritoneo, al abdomen de la paciente humana. De acuerdo con una segunda realización, las pequeñas incisiones 15 se conducen a través de la pared abdominal, preferentemente del recto del abdomen y al área pélvica, por debajo del peritoneo. De acuerdo con una tercera realización, las pequeñas incisiones 16 se realizan exactamente entre el ilion y el tejido circundante, incisión 16 que podría permitir diseccionar el hueso pélvico con muy poca penetración de fascia y tejido muscular. De acuerdo con una cuarta realización la incisión 17 se realiza en el canal inguinal. En la totalidad de las cuatro realizaciones, el tejido que rodea el hueso pélvico 9 en la zona opuesta al acetábulo 8 es retirado o penetrado, lo que permite que el cirujano alcance el hueso pélvico 9.

La figura 4 muestra una vista frontal del cuerpo de un paciente humano, que muestra el procedimiento laparoscópico de operación de la articulación de la cadera desde el lado opuesto del acetábulo 8. La articulación de la cadera comprende el acetábulo 8 y la cabeza del fémur 5. Las pequeñas incisiones 14 en la pared abdominal del paciente humano permiten la introducción de trocares laparoscópicos 33 a, b, c al interior del cuerpo del paciente. Tras lo cual pueden ser introducidas una o varias cámaras 34, un instrumento quirúrgico adaptado para crear un orificio en el hueso pélvico 35, o instrumentos 36 para introducir, colocar, conectar, acoplar, crear o llenar prótesis o partes protésicas, al interior de dicho cuerpo a través de dichos trocares laparoscópicos 33 a, b, c.

La figura 5 muestra una vista lateral del cuerpo de un paciente humano, con la articulación de la cadera mostrada en sección en mayor detalle. La articulación de la cadera comprende una cabeza del fémur 5 situada en la parte más superior del cuello del fémur 6, que es la parte superior del hueso femoral 7. La cabeza del fémur está en conexión con el acetábulo 8, que es una parte en forma de cuenco del hueso pélvico 9. Se utilizan trocares laparoscópicos 33 a, b, c para alcanzar la articulación de la cadera 39 con una o varias cámaras 34, un instrumento quirúrgico adaptado para crear un orificio en el hueso pélvico 35, o instrumentos 36 para introducir, colocar, conectar, acoplar, crear o llenar prótesis o partes protésicas.

La figura 6 muestra la prótesis de la articulación de la cadera acorde con una realización, donde la prótesis de la articulación de la cadera está adaptada para ser fijada al hueso femoral por medio de una sección de fijación A. La prótesis de la articulación de la cadera está adaptada para tener secciones, que se indican esquemáticamente como A, B, C y D, estando dicha sección adaptada para tener diferentes propiedades. De acuerdo con una realización, la sección A está adaptada para ser menos elástica que la sección B, que a su vez está adaptada para ser menos elástica que la sección C, que a su vez está adaptada para ser menos elástica que la sección D. Esto permite que la primera sección A se fije de manera segura al hueso femoral al mismo tiempo que la prótesis de la articulación de la cadera, por medio de las secciones más elásticas, puede absorber los impactos creados por los movimientos y cargas del paciente humano. De acuerdo con otra realización, la sección A está adaptada para ser menos elástica que la sección B, que a su vez está adaptada para ser menos elástica que la sección C pero más elástica que la sección D. Esto permite que la primera sección A se fije de manera segura al hueso femoral, que la prótesis de la articulación de la cadera absorba los impactos, mientras que la sección de conexión D puede resistir el desgaste creado por el contacto con el acetábulo 8 o la sustitución artificial del mismo. Sin embargo, es concebible asimismo en cualquiera de las realizaciones que la superficie 45 de la cabeza del fémur artificial comprenda un material de superficie adaptado para resistir el desgaste, que podría ser un material metálico menos elástico, un material cerámico, un material de carbono o un material polímero.

La figura 7 muestra la prótesis de la articulación de la cadera acorde con una realización, donde la prótesis de la articulación de la cadera está adaptada para ser fijada al cuello del fémur por medio de una sección de fijación A. La prótesis de la articulación de la cadera comprende tres secciones indicadas esquemáticamente como A, B y C. De

acuerdo con una realización, la sección A está adaptada para ser menos elástica que la sección B, que a su vez es menos elástica que la sección C. Esto permite que la primera sección A se fije de manera segura al cuello del fémur, al mismo tiempo que la prótesis de la articulación de la cadera, por medio de las secciones más elásticas, puede absorber los impactos creados por los movimientos y cargas del paciente humano. De acuerdo con una realización, la sección A es menos elástica que la sección B, que a su vez es más elástica que la sección C. Esto permite que la primera sección A se fije de manera segura al cuello del fémur, que la prótesis de la articulación de la cadera absorba los impactos, mientras que la sección de conexión C puede resistir el desgaste creado por el contacto con el acetábulo 8 o la sustitución artificial del mismo. Sin embargo, es concebible asimismo en cualquiera de las realizaciones que la superficie 45 de la cabeza del fémur artificial comprenda un material de superficie adaptado para resistir el desgaste, que podría ser un material metálico menos elástico, un material cerámico, un material de carbono o un material polímero.

La figura 8 muestra la prótesis de la articulación de la cadera en una realización en la que la prótesis de la articulación de la cadera comprende varias secciones, indicadas esquemáticamente como I - XI. De acuerdo con esta realización, la prótesis de la articulación de la cadera está fabricada de un material metálico, que está endurecido de tal modo que las diferentes secciones tienen propiedades diferentes. El proceso de endurecimiento se puede llevar a cabo de manera que haya secciones claras con propiedades diferentes, si bien es concebible asimismo que dichas diferentes propiedades se propaguen continuamente por la prótesis de la articulación de la cadera, es decir que no haya internos claros, sino que las propiedades varíen continuamente a lo largo de la prótesis de la articulación de la cadera. Sin embargo, la prótesis de la articulación de la cadera comprende secciones adaptadas para diferentes objetivos operativos. La sección de fijación A comprende preferentemente secciones, de las secciones I - XI, que son menos elásticas dado que la prótesis de la articulación de la cadera que no cambia de forma drásticamente contribuye a la capacidad de fijar de manera segura la prótesis de la articulación de la cadera al hueso femoral. Las secciones B y C comprenden preferentemente secciones, de las secciones I - XI, que son más elásticas dado que esta parte de la prótesis de la articulación de la cadera podría cambiar su forma sin que ello tenga ningún efecto drástico sobre la función mecánica de la prótesis de la articulación de la cadera. La sección de conexión D que comprende la superficie 45 de la cabeza del fémur artificial comprende preferentemente una sección del material metálico adaptada para ser menos elástica y más resistente al desgaste, o bien un material de superficie separado del resto de la prótesis de la articulación de la cadera y adaptado para resistir el desgaste creado por la conexión con el acetábulo o la sustitución artificial del mismo. De acuerdo con otras realizaciones, el material es un material polímero endurecido o estirado para crear diferentes propiedades en las diferentes secciones de la prótesis de la articulación de la cadera. De acuerdo con otras realizaciones, la prótesis de la articulación de la cadera está fabricada de material cerámico o basado en polvo, en cuyo caso la prótesis de la articulación de la cadera puede estar endurecida o sinterizada para producir diferentes propiedades en las diferentes secciones que se extienden a lo largo de un eje longitudinal L de la prótesis de la articulación de la cadera.

La figura 9 muestra la prótesis de la articulación de la cadera en una realización en la que la prótesis de la articulación de la cadera comprende varias secciones, indicadas esquemáticamente como I - VII. De acuerdo con esta realización, la prótesis de la articulación de la cadera está fabricada de un material metálico, que está endurecido de tal modo que las diferentes secciones tienen propiedades diferentes. El proceso de endurecimiento se puede llevar a cabo de manera que haya secciones claras con propiedades diferentes, si bien es concebible asimismo que dichas diferentes propiedades se propaguen continuamente por la prótesis de la articulación de la cadera, es decir que no haya internos claros, sino que las propiedades varíen continuamente a lo largo de la prótesis de la articulación de la cadera. Sin embargo, la prótesis de la articulación de la cadera comprende secciones adaptadas para diferentes objetivos operativos. La sección de fijación A comprende preferentemente secciones, de las secciones I - VII, que son menos elásticas dado que la prótesis de la articulación de la cadera que no cambia de forma drásticamente contribuye a la capacidad para fijar de manera segura la prótesis de la articulación de la cadera al cuello del fémur 6. La sección B comprende preferentemente secciones, de las secciones I - VII, que son más elásticas dado que esta parte de la prótesis de la articulación de la cadera podría cambiar su forma sin que ello tenga ningún efecto drástico sobre la función mecánica de la prótesis de la articulación de la cadera. La sección de conexión C que comprende la superficie 45 de la cabeza del fémur artificial comprende preferentemente una sección del material metálico adaptado para ser menos elástico y más resistente al desgaste, o bien un material de superficie separado del resto de la prótesis de la articulación de la cadera y adaptado para resistir el desgaste creado por la conexión con el acetábulo o la sustitución artificial del mismo. De acuerdo con otras realizaciones, el material es un material polímero endurecido o estirado para crear diferentes propiedades en las diferentes secciones de la prótesis de la articulación de la cadera. De acuerdo con otras realizaciones, la prótesis de la articulación de la cadera está fabricada de material cerámico o basado en polvo, en cuyo caso la prótesis de la articulación de la cadera puede estar endurecida o sinterizada para producir diferentes propiedades en las diferentes secciones que se extienden a lo largo de un eje longitudinal L de la prótesis de la articulación de la cadera.

La figura 10 muestra la prótesis de la articulación de la cadera cuando está fijada al hueso femoral 7. De acuerdo con esta realización, la prótesis de la articulación de la cadera está adaptada para su fijación tanto al hueso femoral 7 como al cuello del fémur 6. De acuerdo con esta realización, la sección de fijación A de la prótesis de la articulación de la cadera comprende la mayor parte de la prótesis de la articulación de la cadera, mientras que la parte B, adaptada para ser más elástica con el fin de absorber impactos y vibraciones creados por el movimiento del paciente humano, es sustancialmente más corta, tal como se ve en la figura.

La figura 11 muestra la articulación de la cadera en sección, en una realización en la que la prótesis de la articulación de la cadera adaptada para ser fijada al cuello del fémur, según las realizaciones anteriores, está adaptada para ser colocada en la articulación de la cadera a través de un orificio 18 en el hueso pélvico 9. De acuerdo con esta realización, la prótesis de la articulación de la cadera comprende un elemento de soporte 612 que soporta la prótesis de la articulación de la cadera desde el exterior del cuello del fémur 6, y desde el lado del acetábulo del cuello del fémur 6 a través de la conexión con la superficie de la sección 614 del cuello del fémur 6.

La figura 12 muestra la prótesis de la articulación de la cadera de acuerdo con una realización en la que la prótesis de la articulación de la cadera comprende una estructura central menos elástica 615 y una estructura superficial más elástica 616. La prótesis de la articulación de la cadera podría estar fabricada de material metálico adaptado para estar endurecido en diferentes etapas o desde el exterior, y de tal manera que la sección central 615 y la estructura superficial obtengan propiedades diferentes. Es posible además variar el grosor de las secciones superficiales a lo largo de la prolongación de la prótesis de la articulación de la cadera de tal modo que, por ejemplo, la sección de fijación A, adaptada para fijar la prótesis de la articulación de la cadera al hueso femoral 7, comprenda una parte relativamente mayor del material central menos elástico 615 que ayuda a la fijación de la prótesis de la articulación de la cadera en el hueso femoral. Del mismo modo las secciones B y C, que podrían estar adaptadas preferentemente para ser más elásticas con el fin de permitir que dichas secciones absorban los impactos y vibraciones creados por los movimientos del paciente humano. La prótesis de la articulación de la cadera podría estar dividida en una sección superficial más elástica 616 y una sección central menos elástica por medio de secciones claramente definidas, si bien es concebible asimismo que esta separación se realice de manera continua, es decir que no haya internos claros entre la sección central 615 y la sección superficial 616.

La figura 13 muestra la prótesis de la articulación de la cadera de acuerdo con una realización en la que la prótesis de la articulación de la cadera comprende una estructura central menos elástica 615 y una estructura superficial más elástica 616. La prótesis de la articulación de la cadera podría estar fabricada de material metálico adaptado para estar endurecido en diferentes etapas o desde el exterior, y de tal manera que la sección central 615 y la estructura superficial obtengan propiedades diferentes. Es posible además variar el grosor de las secciones superficiales a lo largo de la prolongación de la prótesis de la articulación de la cadera de tal modo que, por ejemplo, la sección de fijación A, adaptada para fijar la prótesis de la articulación de la cadera al cuello del fémur 6, comprenda una parte relativamente mayor del material central menos elástico 615 que ayuda a la fijación de la prótesis de la articulación de la cadera en el hueso femoral. Del mismo modo, las secciones B y C podrían estar adaptadas preferentemente para ser más elásticas con el fin de permitir que dichas secciones absorban los impactos y vibraciones creados por los movimientos del paciente humano. La prótesis de la articulación de la cadera podría estar dividida en una sección superficial más elástica 616 y una sección central menos elástica por medio de secciones claramente definidas, si bien es concebible asimismo que esta separación se realice de manera continua, es decir que no haya internos claros entre la sección central 615 y la sección superficial 616.

La figura 14 muestra una realización de la prótesis de la articulación de la cadera en la que la prótesis de la articulación de la cadera comprende una sección de fijación A', una sección de conexión C', que se extiende alrededor de la circunferencia de la parte 45 de la cabeza del fémur artificial de la prótesis de la articulación de la cadera, y una sección intermedia B' situada entre dicha sección de fijación A' y dicha sección de conexión C'. La sección de fijación está adaptada para ser fijada al hueso femoral, en el interior del mismo. Para moverse conjuntamente con el hueso femoral y reducir de ese modo el riesgo de fractura del hueso femoral o de aflojamiento de la prótesis, la sección de fijación A' se podría fabricar de un material con elasticidad similar al hueso femoral y/o al cemento óseo utilizado para fijar la prótesis de la articulación de la cadera al hueso femoral. De acuerdo con una realización, la sección de conexión C' comprende un material de superficie que es menos elástico que el material central de la sección de conexión C' para resistir mejor el desgaste contra el acetábulo, o una sustitución artificial del mismo. En general, es concebible que la sección de fijación A', la sección de conexión C' y la sección intermedia B' puedan comprender materiales, o partes de materiales que tengan diferentes módulos de elasticidad. Es concebible asimismo que la prótesis de la articulación de la cadera comprenda materiales diferentes dentro de una sección, variando en la prolongación de la misma, y/o perpendicularmente a la prolongación, por ejemplo, como un núcleo de la prótesis de la articulación de la cadera que tenga una elasticidad y una superficie de la prótesis de la articulación de la cadera que tenga una elasticidad.

La figura 15 muestra la prótesis de la articulación de la cadera según una realización en la que la prótesis de la articulación de la cadera está adaptada para absorber una fuerza en la articulación de la cadera, por medio de la deformación elástica de la prótesis de la articulación de la cadera cuando se expone a una fuerza. Según la realización mostrada en la figura 15, la sección de fijación A" de la prótesis comprende un material o parte de material adaptado para deformarse elásticamente cuando se expone a una fuerza, y la sección intermedia B" de la prótesis de la articulación de la cadera comprende un material o parte de material que se deforma más elásticamente que el material de la sección de fijación A".

La sección intermedia B" de la prótesis de la articulación de la cadera está adaptada para absorber una fuerza mediante doblarse dicha sección intermedia en una curvatura con un valor de curvatura de $\kappa = 1/R$, donde R es el radio del círculo oscultriz en el punto P de la curvatura. De acuerdo con una realización, la prótesis de la articulación de la cadera está adaptada para poder conseguir que la sección intermedia se doble a un valor de curvatura de $\kappa > 2$ manteniendo al mismo tiempo la sección de fijación A" acoplada fijamente al hueso femoral, y

- estando intacto el hueso femoral. De acuerdo con otra realización, la prótesis de la articulación de la cadera está adaptada para poder conseguir que la sección intermedia se doble a un valor de curvatura de $\kappa > 4$ manteniendo al mismo tiempo la sección de fijación A" acoplada fijamente al hueso femoral, y estando intacto el hueso femoral, y de acuerdo con otra realización más, la prótesis de la articulación de la cadera está adaptada para poder conseguir que
- 5 la sección intermedia se doble a una curvatura de $\kappa > 8$ manteniendo al mismo tiempo la sección de fijación A" acoplada fijamente al hueso femoral, y estando intacto el hueso femoral. Todas las realizaciones anteriores son posibles gracias a que la sección intermedia B" comprende un material lo suficientemente elástico para absorber dicha fuerza sin lesionar el hueso femoral o la conexión entre el hueso femoral y la prótesis de la articulación de la cadera.
- 10 La prótesis de la articulación de la cadera de la figura 15 está adaptada además para absorber una fuerza en la articulación de la cadera gracias a que la sección intermedia B" se puede combar elásticamente. La capacidad de un material para absorber torsión combándose se podría definir como la capacidad del material para combarse un cierto ángulo, es decir, ángulo de comba $= \phi$, cuando se aplica cierta fuerza. De acuerdo con una realización, la prótesis de la articulación de la cadera está adaptada para poder conseguir que la sección intermedia B" se combe en un
- 15 ángulo de comba de $\phi > 0,005\pi$ radianes manteniendo al mismo tiempo la sección de fijación A" acoplada de manera fija al hueso femoral, y estando intacto el hueso femoral. De acuerdo con otra realización, la prótesis de la articulación de la cadera está adaptada para poder conseguir que la sección intermedia B" se combe a un ángulo de comba de $\phi > 0,01\pi$ radianes manteniendo al mismo tiempo la sección de fijación A" acoplada de manera fija el hueso femoral, y estando intacto el hueso femoral, y de acuerdo con otra realización más, la prótesis de la articulación de la cadera está adaptada para poder conseguir que la sección intermedia B" se combe a un ángulo de comba de $\phi > 0,02\pi$ radianes teniendo al mismo tiempo la sección de fijación A" acoplada de manera fija al hueso femoral, y estando intacto el hueso femoral. El ángulo de comba se muestra en la figura 15'. Todas las realizaciones anteriores son posibles gracias a que la sección intermedia B" comprende un material lo suficientemente elástico para absorber dicha fuerza sin lesionar el hueso femoral o la conexión entre el hueso femoral y la prótesis de la articulación de la cadera.
- 20
- 25 La prótesis de la articulación de la cadera acorde con cualquiera de las realizaciones se podría adaptar para doblarse elásticamente o combarse elásticamente, o doblarse y combarse elásticamente. Es concebible además que la prótesis de la articulación de la cadera acorde con cualquiera de las realizaciones esté adaptada para combarse elásticamente del mismo modo que el hueso femoral y/o doblarse elásticamente de el mismo modo que el hueso femoral y/o el cemento óseo utilizado para fijar la prótesis de la articulación de la cadera al hueso femoral.
- 30 Para aumentar el crecimiento de tejido óseo que fija la prótesis, la sección de fijación, de acuerdo con cualquiera de las realizaciones, se podría fabricar de un material poroso o parcialmente poroso. El material poroso permite que el tejido óseo se extienda a la prótesis y cree una fijación estable.
- 35 Téngase en cuenta que cualquier realización o parte de realización se podría combinar de cualquier modo. Todos los ejemplos de la presente memoria se deberán considerar como parte de la descripción general y, por lo tanto, aptos para combinarse de cualquier modo, en términos generales.

REIVINDICACIONES

1. Una prótesis de la articulación de la cadera adaptada para ser implantada en una articulación de la cadera de un paciente humano, donde dicha prótesis de la articulación de la cadera tiene un eje longitudinal (L) que se extiende en una dirección proximal-distal cuando está implantado, donde la prótesis de la articulación de la cadera comprende:

- una primera área que comprende un primer material o parte de material,
- una segunda área que comprende un segundo material o parte de material,
- una tercera área que comprende un tercer material o parte de material,
- una cuarta área que comprende un cuarto material o parte de material,
- una quinta área que comprende un quinto material o parte de material,

en la que dicho primer, segundo, tercer, cuarto y quinto materiales o partes de materiales están conectados entre sí por medio de fuerzas de atracción netas, y donde dicha prótesis de la articulación de la cadera tiene un eje longitudinal (L), en la dirección distal a proximal, donde dichas primera, segunda, tercera, cuarta y quinta áreas están situadas consecutivamente a lo largo de dicho eje longitudinal (L) donde la primera área es proximal a la segunda área,

caracterizada porque:

- dicho primer material o partes de dicho primer material son más elásticos que dicho segundo material o partes de dicho segundo material,
- dicho segundo material o partes de dicho segundo material son más elásticos que dicho tercer material o parte de dicho tercer material,
- dicho tercer material o partes de dicho tercer material son más elásticos que dicho cuarto material o partes de dicho cuarto material, y
- dicho cuarto material o partes de dicho cuarto material son menos elásticos que dicho quinto material o partes de dicho quinto material, de tal modo que la diferencia en elasticidad afecta a la elasticidad de la prótesis de la articulación de la cadera a lo largo del eje longitudinal (L) de la misma.

2. La prótesis de la articulación de la cadera acorde con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que:

- dicha primera área es el área más proximal de dichas primera, segunda, tercera, cuarta y quinta áreas,
- dicha segunda área es la segunda área más proximal de dichas primera, segunda, tercera, cuarta y quinta áreas,
- dicha tercera área es la tercera más proximal de dichas primera, segunda, tercera, cuarta y quinta áreas,
- dicha cuarta área es la cuarta más proximal de dichas primera, segunda, tercera, cuarta y quinta áreas, y
- dicha quinta área es la quinta más proximal de dichas primera, segunda, tercera, cuarta y quinta áreas,

cuando dicha prótesis de la articulación de la cadera está implantada en dicho paciente humano.

3. La prótesis de la articulación de la cadera acorde con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que dicha articulación de la cadera de un paciente humano comprende un acetábulo, que es una parte en forma de cuenco del hueso pélvico, comprendiendo además dicha prótesis de la articulación de la cadera:

- una sección de conexión (C; D) que comprende una superficie de conexión, comprendiendo dicha superficie de conexión un primer material o parte de material de superficie que tiene una elasticidad media, y donde dicha superficie está adaptada para estar en conexión con dicho acetábulo, o una sustitución artificial del mismo, y
- una sección de fijación (A) que comprende una superficie de fijación, comprendiendo dicha superficie de fijación un segundo material o parte de material de superficie que tiene una elasticidad media, adaptada para ayudar a la fijación de dicha prótesis de la articulación de la cadera al hueso femoral de dicho paciente humano.

4. La prótesis de la articulación de la cadera acorde con la reivindicación 3, en la que dicha elasticidad media de dicho material o parte de material de superficie es menor que dicha elasticidad media de dicho segundo material o parte de material de superficie.

5. La prótesis de la articulación de la cadera acorde con la reivindicación 3 ó 4, en la que la prótesis de la articulación de la cadera comprende además una parte de interconexión situada entre dicha primera y dicha segunda superficie que comprende un tercer material o parte de material, y en la que la elasticidad media de dicho tercer material o parte de material es mayor que la elasticidad media del primer y el tercer materiales o partes de material.
- 5
6. La prótesis de la articulación de la cadera acorde con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que dicha prótesis de la articulación de la cadera comprende por lo menos uno de:
- metal,
 - una aleación de metal,
 - 10 - acero,
 - un metal biocompatible,
 - acero en el que el porcentaje de martensita es mayor en dicho primer material o parte de material de superficie que en dicho segundo material o parte de material de superficie, y
 - un material o parte de material polímero.
- 15 7. La prótesis de la articulación de la cadera acorde con la reivindicación 6, en la que dicha sección de fijación está adaptada para estar fijada, por lo menos, a uno de:
- el cuello del fémur (6),
 - el cuello del fémur, sobre el interior del mismo,
 - el hueso femoral (7), y
 - 20 - el hueso femoral, sobre el interior del mismo.
8. La prótesis de la articulación de la cadera acorde con las reivindicaciones 3 a 7, en la que dicha sección de conexión comprende por lo menos uno de:
- un material o parte de material cerámico, y
 - un material o parte de material cerámico que es carburo de titanio.
- 25 9. La prótesis de la articulación de la cadera acorde con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que la prótesis de la articulación de la cadera comprende una sección de fijación, una sección de conexión y una sección intermedia situada entre dicha sección de fijación y dicha sección de conexión, en la que dicha prótesis de la articulación de la cadera está adaptada para deformarse elásticamente cuando se expone a una fuerza por medio de dicha sección intermedia, estando adaptada, por lo menos, para uno de:
- 30 - doblarse a una curvatura cuando se expone a una fuerza,
 - combarse cuando se expone a una fuerza, y
 - doblarse a una curvatura y combarse cuando se expone a una fuerza.
10. La prótesis de la articulación de la cadera acorde con cualquiera de las reivindicaciones 3 a 9, en la que dicha sección de fijación está adaptada para estar fijada al cuello del fémur.
- 35 11. La prótesis de la articulación de la cadera acorde con la reivindicación 10, en la que dicha sección de fijación está adaptada para estar fijada al cuello del fémur, sobre el interior del mismo.
12. La prótesis de la articulación de la cadera acorde con cualquiera de las reivindicaciones 3 a 9, en la que dicha sección de fijación está adaptada para estar fijada al hueso femoral.
- 40 13. La prótesis de la articulación de la cadera acorde con la reivindicación 12, en la que dicha sección de fijación está adaptada para estar fijada al hueso femoral, sobre el interior del mismo.

Fig. 1

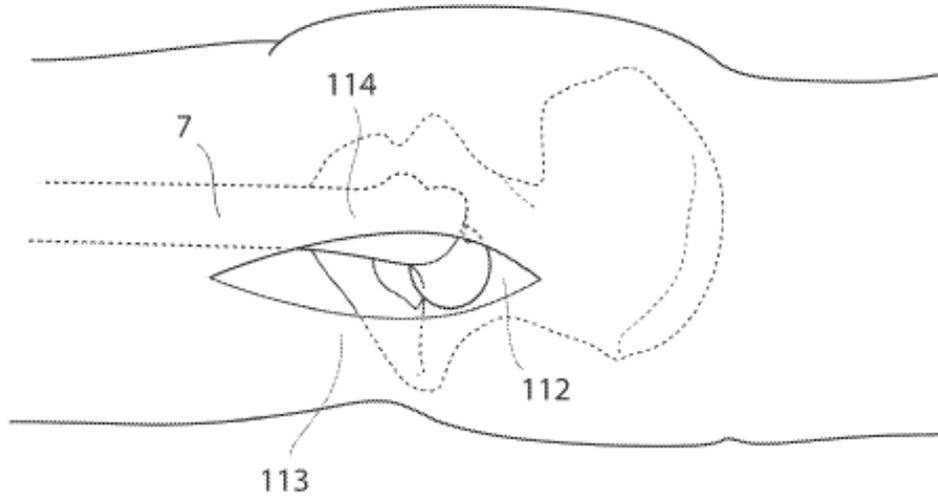


Fig.2

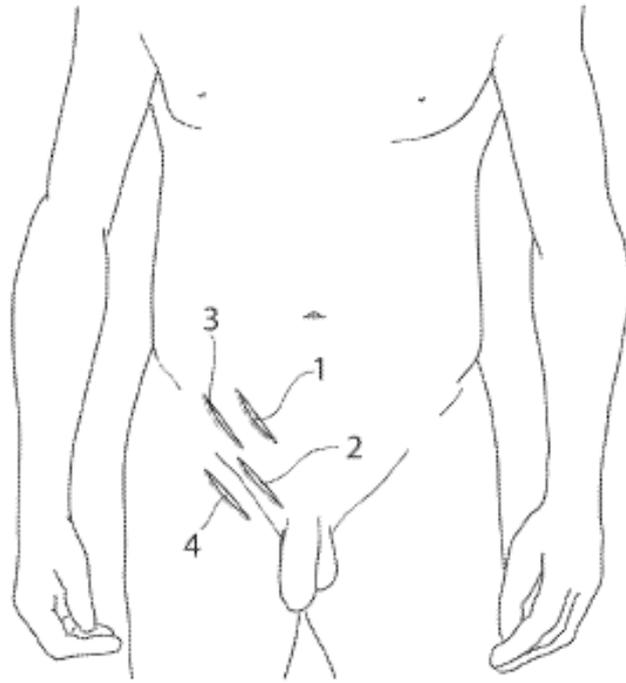
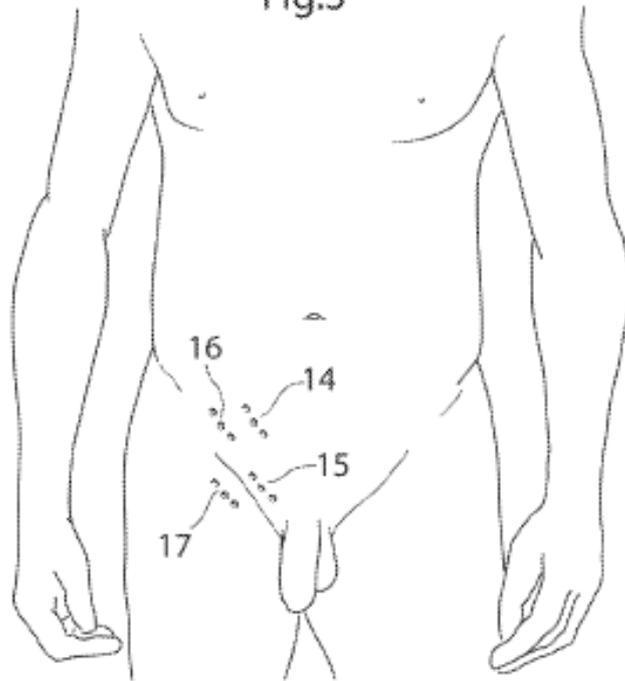


Fig.3



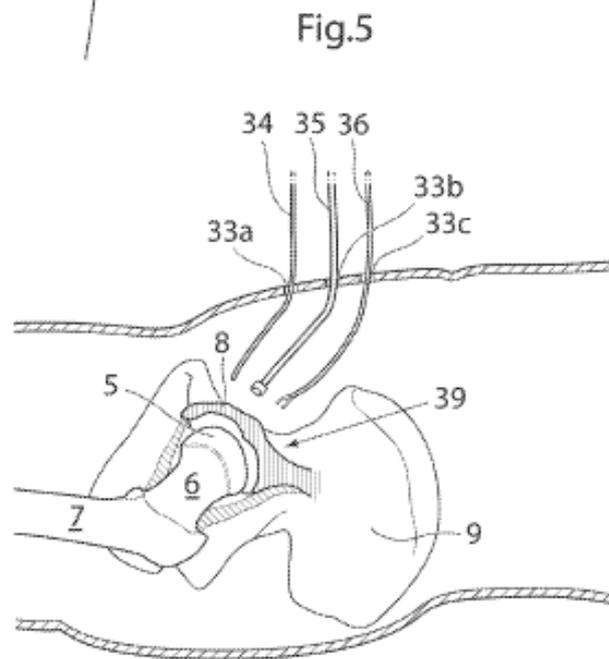
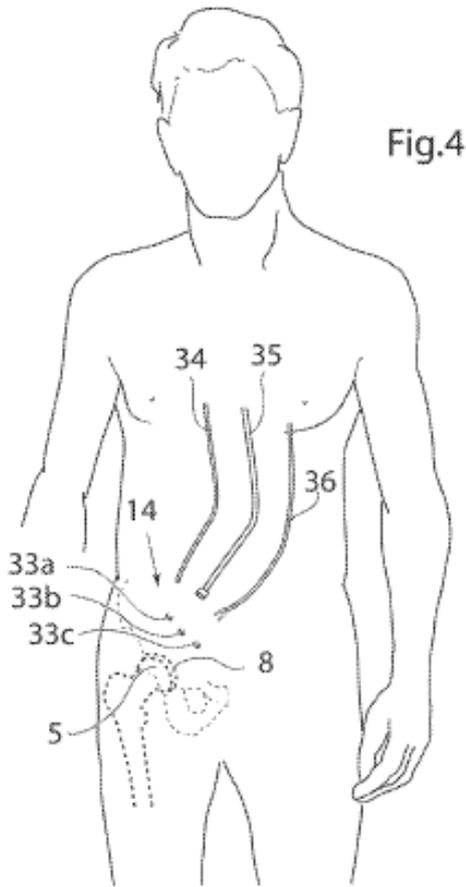


Fig.6

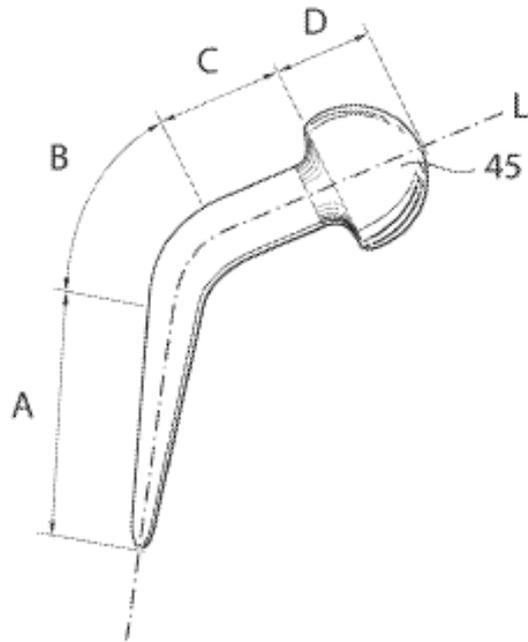


Fig.7

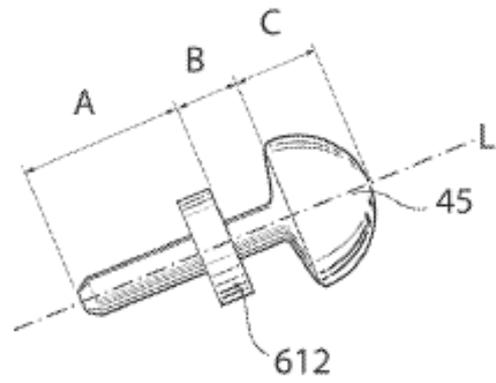


Fig.8

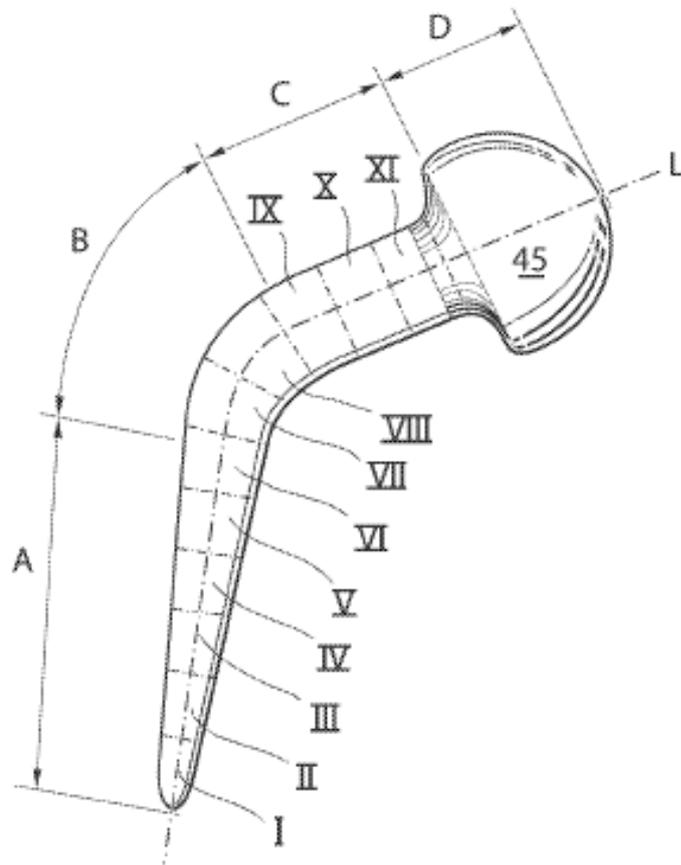


Fig.9

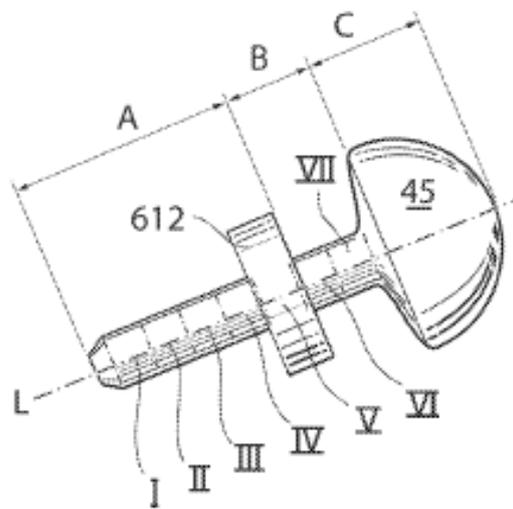


Fig. 10

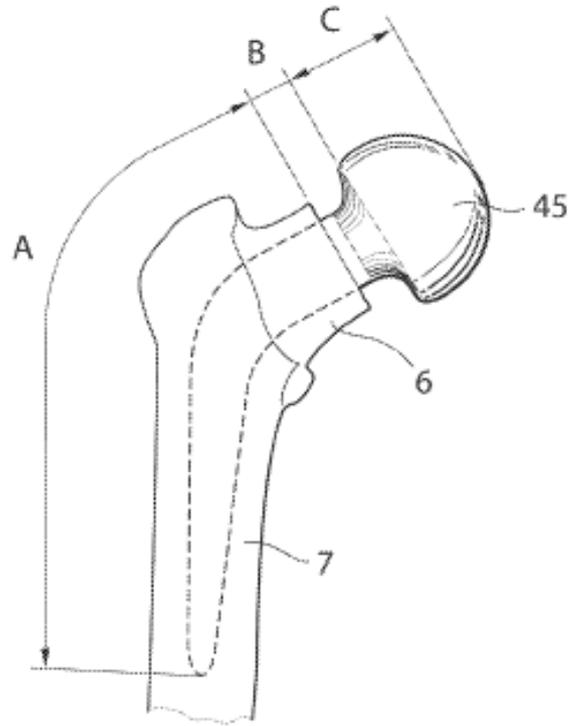


Fig. 11

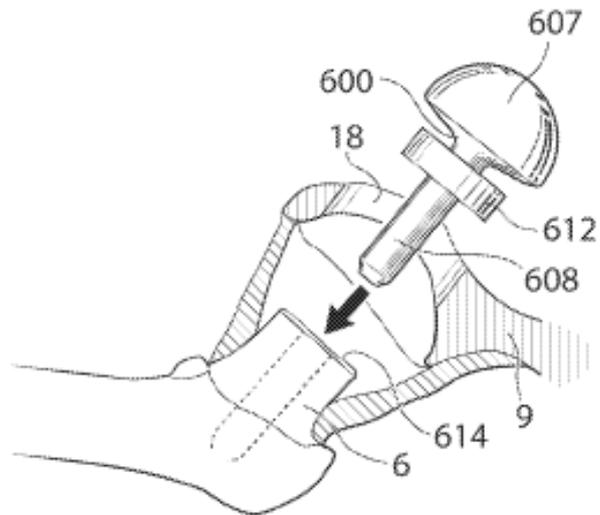


Fig.12

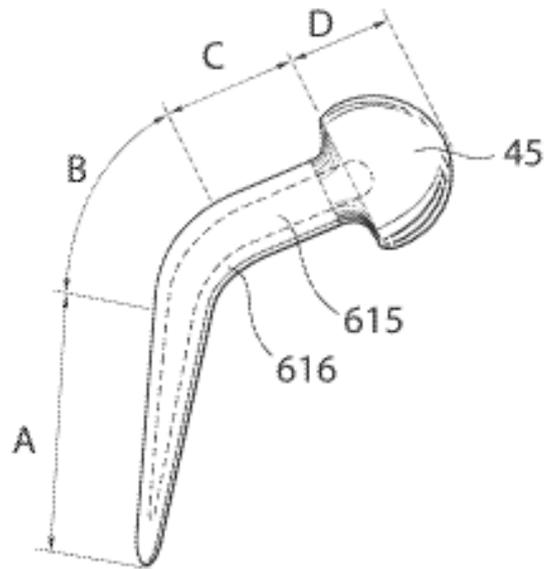


Fig. 13

