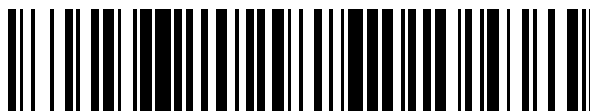


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 622 089**

51 Int. Cl.:

A61F 2/38 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **19.02.2008 PCT/US2008/002217**

87 Fecha y número de publicación internacional: **21.08.2008 WO08100639**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.02.2008 E 08725811 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.01.2017 EP 2129337**

54 Título: **Implante de preservación de tejidos**

30 Prioridad:

16.02.2007 US 901846 P
06.04.2007 US 922134 P
01.05.2007 US 799474

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
05.07.2017

73 Titular/es:

CONCEPT, DESIGN AND DEVELOPMENT, LLC
(100.0%)
17321 BUCKTHORNE DRIVE
CHAGRIN FALLS, OH 44023, US

72 Inventor/es:

RIBOT, MICHAEL;
MCTIGHE, TIMOTHY;
HENRY, JIM y
BANKS, STEVE

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 622 089 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

Implante de preservación de tejidos

Antecedentes**1. Campo de la invención**

- 5 La presente divulgación se refiere, en general, a un implante ortopédico para su uso en una Artroplastia Total de Cadera Primaria, esto es, una sustitución total de cadera. Más concretamente, la divulgación se refiere a un componente femoral de un implante total de cadera y, más concretamente, pero no necesariamente total, a un vástago de preservación del cuello femoral que puede ser colocado o situado en una cavidad medular del fémur.

2.- Descripción de la técnica relacionada

- 10 Los implantes de cadera son conocidos en la industria ortopédica. Con referencia ahora a las FIGS. 1 - 4, en una Artroplastia Total de Cadera ("THA"), un fémur 10 natural, que incluye una cabeza 12 femoral, un cuello 14 y una diáfisis 16, es quirúrgicamente preparado para recibir un componente femoral de un implante de cadera. En la preparación del fémur 10 para recibir el componente femoral artificial. Los cirujanos ortopédicos a menudo resecan o extirpan la cabeza 12 femoral del fémur 10 natural. Al extirpar la cabeza 12 femoral, hay en general dos tipos de resecciones que pueden llevarse a cabo, la preservación convencional y de cuello. La diferencia entre los dos tipos de resecciones se ilustra de forma óptima en las FIGS. 2, 2A, 3 y 4, en las que una resección convencional se ilustra mediante la línea 3 - 3 de la FIG. 2 y en la FIG. 3. Por el contrario, la resección de preservación del cuello se ilustra en las FIGS. 2 y 4 y el corte efectivo puede producirse justo por debajo de la línea 1 - 1 de la FIG. 2.

- 20 Debe apreciarse que el tipo de implante de cadera utilizado en una THA depende en gran medida del tipo de resección de la cabeza 12 femoral realizada. Las resecciones con preservación del cuello pueden ser preferentes si se produce una carga adecuada de la porción 18 medial, proximal del fémur 10, esto es, la porción cortical del fémur 10, (véase la referencia numeral 18 en las FIGS. 2 y 2A), porque con ello se conserva más hueso y se preserva para un uso futuro si posteriormente se requiere una cirugía de revisión debido a: infección, fallo del implante u otros motivos. Si es necesaria una cirugía de revisión futura, entonces puede ser utilizada una resección convencional en ese momento si la resección original fue de preservación del cuello. Una estrategia de preservación del cuello puede de esta forma traducirse en la extensión de la movilidad de un paciente durante un periodo de tiempo adicional, que puede consistir en un periodo adicional de 20 años o más.

- 30 La FIG. 5 ilustra un componente femoral de un implante de cadera que puede ser utilizado cuando se lleva a cabo una resección o corte convencional. La FIG. 6 ilustra la cantidad de hueso del cuello 14 femoral que puede preservarse utilizando una resección de preservación del cuello y un componente femoral conocido de un implante de cadera que puede utilizarse cuando se lleva a cabo una resección o corte de preservación del cuello.

- 35 Debe entenderse que un hueso natural es sometido a una carga desde el exterior donde se sitúa el hueso cortical más duro, más denso. Al contrario, un implante ortopédico modifica la naturaleza de la carga del hueso natural debido al vástago duro, típicamente metálico, situado dentro del canal femoral. Así, un implante cambia la carga natural del hueso desde dentro hacia fuera, cuando la carga sigue el vástago y trabaja hacia el exterior desde aquél. Así mismo, si la carga de un hueso es inadecuada, entonces el hueso se reabsorberá, produciendo con ello el aflojamiento aséptico y el fracaso del implante. Así, es de la máxima importancia cargar un hueso adecuadamente para aumentar la eficiencia de un implante.

- 40 Debe apreciarse que el tamaño global y la forma geométrica de los componentes femorales ilustrados en las FIGS. 5 y 6, difieren en gran parte debido a la extirpación o mantenimiento de la porción de cuello 14 femoral del hueso debido a la necesidad, o a la falta de la misma, de cargar la porción 18 proximal, medial, del fémur 10.

El documento DE 10036985 A1 divulga un componente de fémur de una articulación de cadera artificial.

- 45 A pesar de las ventajas y de la longevidad de los implantes de THA, siguen buscándose mejoras. Los actuales implantes existentes hoy día en el mercado se caracterizan por varios inconvenientes a los que puede darse respuesta mediante la presente divulgación. Por ejemplo, los implantes de preservación del cuello y los dispositivos existentes en el mercado tradicionalmente han tenido dificultades en la adecuada carga del hueso y particularmente de la porción cortical medial del fémur. Así, los dispositivos de preservación del cuello no han alcanzado todas sus posibilidades de uso en la cirugía de THA. La presente divulgación minimiza y, en muchos aspectos, elimina los fallos anteriormente mencionados en los implantes y dispositivos de preservación del cuello, u otros problemas, utilizando los procedimientos y características estructurales descritas en la presente memoria.

- 50 Las características y ventajas de la presente divulgación se expondrán en la divulgación que sigue, y en parte resultarán evidentes a partir de la descripción, o pueden conocerse con la práctica de la divulgación sin experimentación indebida. Las características y ventajas de la divulgación pueden realizarse y obtenerse por medio de los instrumentos y combinaciones concretamente señaladas en las reivindicaciones adjuntas.

Sumario de la invención

La presente invención proporciona un implante de preservación de tejido de acuerdo con la reivindicación 1. Cualquier materia objeto descrita en la presente memoria no se incluye en el alcance de la reivindicación 1 y se aporta únicamente con fines informativos.

5 Breve descripción de los dibujos

Las características y ventajas de la divulgación se pondrán de manifiesto teniendo en cuenta la descripción detallada subsecuente ofrecida en conexión con los dibujos que se acompañan, en los cuales:

- La FIG. 1 es una vista en sección transversal, lateral de un hueso femoral natural que ilustra áreas de hueso cortical denso;
- 10 la FIG. 2 es una vista lateral de un hueso femoral natural; la FIG. 2A ilustra tres secciones transversales del fémur tomadas a lo largo de las líneas 1 - 1. 2 - 2 y 3 - 3 de la FIG. 2;
- la FIG. 3 es una vista lateral de un fémur natural que ilustra una resección de cuello convencional efectuada en una cirugía de artroplastia de cadera total, con el cuello y la cabeza del fémur trazada en líneas esquemáticas;
- 15 la FIG. 4 es una vista lateral de un fémur natural que ilustra una resección de preservación del cuello efectuada en una cirugía de artroplastia de cadera total, en la que se ilustra únicamente en líneas esquemáticas la cabeza;
- la FIG. 5 ilustra un vástago convencional conocido utilizado en combinación con una resección de cuello femoral convencional ilustrada en la FIG. 3;
- 20 la FIG. 6 ilustra un dispositivo conocido de preservación del cuello así como del grado hasta el que el cuello femoral puede ser preservado utilizado dicho dispositivo en combinación con un vástago convencional de la FIG. 5;
- la FIG. 7 es una vista lateral del implante de la presente divulgación realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- 25 la FIG. 8 es una vista lateral de un fémur natural que ilustra la diferencia y cantidad del hueso preservado entre una resección de preservación del cuello y una resección convencional;
- la FIG. 9 es una vista en perspectiva, desde arriba, de una forma de realización de un componente de vástago femoral que incorpora una aleta lateral realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- 30 la FIG. 10 es una vista desde arriba de la forma de realización del componente de vástago femoral de la FIG. 9 realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- la FIG. 11 es una vista lateral de la forma de realización del componente de vástago femoral de la FIG. 9 realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- 35 la FIG. 12 es una vista frontal de la forma de realización del componente de vástago femoral de la FIG. 9 realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- la FIG. 13 es una vista desde abajo, en perspectiva, de la forma de realización del componente de vástago femoral de la FIG. 9 realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- 40 la FIG. 14 es una vista en perspectiva del lado trasero superior de otra forma de realización de un componente de vástago femoral que incorpora una parte trasera en T o una parte trasera de ala de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- la FIG. 15 es una vista lateral de la forma de realización del componente de vástago femoral de la FIG. 14 realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- la FIG. 16 es una vista en perspectiva lateral frontal de la forma de realización del componente de vástago femoral de la FIG. 14 realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- 45 la FIG. 17 es una vista en perspectiva desde abajo de la forma de realización del componente de vástago femoral de la FIG. 14 realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- la FIG. 18 es una vista frontal de la forma de realización del componente de vástago femoral de la FIG. 14 realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;

- la FIG. 18A es una vista frontal de la forma de realización ilustrada en la FIG. 18;
- la FIG. 18B es una vista lateral de la forma de realización ilustrada en la FIG. 18;
- la FIG. 18C es una vista desde arriba de la forma de realización ilustrada en la FIG. 18;
- la FIG. 18D es una vista en sección tomada a lo largo de la línea E - E de la FIG. 18B;
- 5 la FIG. 18E es una vista en sección tomada a lo largo de la línea H - H de la FIG. 18A;
- la FIG. 18F es otra vista desde arriba tomada a lo largo de la línea F - F de la FIG. 18B;
- la FIG. 18G es una vista en sección tomada a lo largo de la línea G - G de la FIG. 18F;
- la FIG. 18H es una vista en sección tomada a lo largo de la línea K - K de la FIG. 18E;
- la FIG. 18I es una vista en sección tomada a lo largo de la línea J - J de la FIG. 18E;
- 10 la FIG. 19 es otra vista en perspectiva del lado trasero superior de la forma de realización del componente de vástago femoral de la FIG. 14 realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- la FIG. 20 es una vista lateral de otra forma de realización de un componente de vástago femoral realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- la FIG. 21 es una vista frontal de la forma de realización del componente de vástago femoral de la FIG. 20 realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- 15 la FIG. 22 es una vista lateral de otra forma de realización de un componente de vástago femoral realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- la FIG. 23 es una vista frontal de la forma de realización del componente de vástago femoral de la FIG. 22, que ilustra la parte trasera en T o la parte trasera de ala y realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- 20 la FIG. 24 es una vista lateral de otra forma de realización de un componente de vástago femoral realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación que ilustra una hendidura sagital y un concepto de vástago ahusado;
- la FIG. 25 es una vista frontal de la forma de realización del componente de vástago femoral de la FIG. 24 realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- 25 la FIG. 26 es una vista lateral de otra forma de realización de un componente de vástago femoral realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación que ilustra el concepto de aleta lateral;
- la FIG. 27 es una vista frontal de la forma de realización del componente de vástago femoral de la FIG. 26 realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- 30 la FIG. 28 es una vista lateral de otra forma de realización de un componente de vástago femoral realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- la FIG. 29 es una vista trasera de la forma de realización del componente de vástago femoral de la FIG. 28 realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- la FIG. F30 es una vista en perspectiva de la forma de realización del componente de vástago femoral de la FIG. 28 realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- 35 la FIG. 31 es una vista en perspectiva desde debajo de la forma de realización del componente de vástago femoral de la FIG. 28 realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- la FIG. 32 es una vista en perspectiva lateral de la forma de realización de un componente modular de la cabeza y de un componente modular del cuello del componente de vástago femoral de la FIG. 28 realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- 40 la FIG. 33 es una vista lateral de la forma de realización del componente de vástago femoral de la FIG. 28, que ilustra una forma de realización de un componente modular del cuello y realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- la FIG. 34 es una vista lateral en perspectiva de un componente de la cabeza y cuello monobloque del componente de vástago femoral de la FIG. 28 realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación;
- 45

la FIG. 35 es una vista frontal, desde arriba, de un componente modular del cuello de la FIG. 32 realizado de acuerdo con los principios de la presente divulgación; y

la FIG. 36 es una vista en perspectiva lateral, desde abajo, de una forma de realización modular del cuello de acuerdo con los principios de la presente divulgación.

5 **Descripción detallada**

Con el fin de facilitar la comprensión de los principios de acuerdo con la divulgación, a continuación se hará referencia a las formas de realización ilustradas en los dibujos y los términos específicos se utilizarán para describir dichas formas de realización. No obstante, se debe entender que no pretende limitarse con ello el alcance de la divulgación. Cualquier alteración y modificación adicional de las características inventivas ilustradas en la presente memoria, y cualquier aplicación adicional de los principios de la divulgación según se ilustran en la presente memoria, resultarán fácilmente evidentes al experto en la materia que esté al corriente de la presente divulgación, y que deban considerarse dentro del alcance de la divulgación reivindicada.

Debe entenderse que la presente divulgación no está limitada a las configuraciones, etapas de procedimiento y materiales concretos divulgados en la presente memoria en cuanto dichas configuraciones, etapas de procedimiento y materiales pueden hasta cierto punto variar. Debe entenderse también que la terminología empleada en la presente memoria se utiliza con la finalidad de describir únicamente formas de realización concretas y no pretende ser limitativa, en cuanto el alcance de la presente divulgación queda solo limitado a las reivindicaciones adjuntas y sus equivalentes.

Debe destacarse que, según se utiliza en la presente memoria descriptiva y en las reivindicaciones adjuntas, las formas singulares "un", "uno", "una", y "el", "la", incluyen los referentes plurales a menos que del contexto se derive claramente lo contrario.

En la descripción y reivindicación de la divulgación actual, la terminología subsecuente se utilizará de acuerdo con las definiciones definidas *infra*.

Según se utiliza en la presente memoria, los términos "que comprende", "que incluye", "que contiene", "caracterizado por" y sus equivalentes gramaticales son términos inclusivos y con terminales abiertos que no excluyen elementos o etapas del procedimiento adicionales, no relacionados.

Según se utiliza en la presente memoria, la frase "compuesto de" y sus equivalentes gramaticales excluyen cualquier elemento, etapa o ingrediente no especificado en la reivindicación.

Según se utiliza en la presente memoria, la frase "compuesto esencialmente de" y sus equivalentes gramaticales limitan el alcance de una reivindicación a los materiales o etapas especificadas y dichos elementos no afectan materialmente a la característica o características básicas y novedosas de la reivindicación reivindicada.

Según se utiliza en la presente memoria, el término "proximal" se referirá, en términos amplios, al concepto de una porción más próxima al centro de un punto de referencia, por ejemplo el cuerpo de un paciente, o a un "punto de origen" según es conocido este término en el campo médico. Por ejemplo, un hueso femoral natural incluye un extremo proximal que presenta una cabeza femoral que forma parte de una articulación de cadera en sentido proximal y un extremo distal que presenta unos cóndilos femorales que forman parte, distalmente, de la articulación de la rodilla. Así, el fémur proximal es así denominado porque es la porción más proximal del fémur y es la más próxima al centro del cuerpo del paciente. En otro ejemplo, la rodilla del paciente es proximal con respecto a los pies del paciente.

Por otro lado, según se utiliza en la presente memoria, el término "distal" se referirá, en general, como opuesto a proximal y, por tanto, al concepto de una porción más alejada del centro del cuerpo del paciente, dependiendo del contexto. Así, el fémur distal, por ejemplo, se denomina así porque es la porción más distal del fémur y es la más alejada del centro del cuerpo del paciente. En otro ejemplo, los dedos del paciente son distales con respecto al hombro del paciente, si el hombro es el punto de referencia.

Según se utiliza en la presente memoria, la frase "en una al menos parcialmente dirección proximal a distal" se referirá en términos generales a un concepto bidimensional de dirección en la que la dirección "proximal a distal" define una dirección o dimensión. Un elemento que se extiende en una dirección no paralela con respecto a la dirección "proximal a distal", esto es, en un ángulo no recto con respecto a ella, implica por tanto dos componentes de dirección, uno de los cuales está en la dirección "proximal a distal" presentando el otro algún componente de dirección distinto, por ejemplo una dirección ortogonal a la dirección "proximal a distal". Como ejemplo específico, un fémur natural del paciente se extiende en una dirección sustancialmente proximal a distal.

Debe apreciarse que las FIGS. 1 - 6 ilustran en términos amplios características del hueso femoral y las diversas resecciones que pueden practicarse en una cirugía de artroplastia de cadera total. Por ejemplo, las FIGS. 1 - 2A ilustran la estructura ósea del fémur proximal, y en particular las secciones de la cabeza 12, del cuello 14 y la cortical 18 medial del fémur 10. Por otro lado, las FIGS. 3 - 4 ilustran una resección convencional con respecto a una

resección de preservación del cuello de la cabeza femoral y las FIGS. 5 - 6 ilustran un vástago protésico convencional conocido con respecto a un vástago protésico de preservación del cuello conocido con la finalidad de demostrar la cantidad de hueso que puede preservarse o reponerse utilizando una resección de preservación del cuello.

5 Con referencia, en términos generales, a las FIGS. 7 - 27, la presente divulgación puede referirse a un implante 50 de cadera y, concretamente, a un componente 110 femoral que puede diseñarse para cargar adecuadamente la porción 18 medial, proximal del fémur 10. Utilizando las características de diseño geométricas únicas analizadas y divulgadas en la presente memoria, las cargas aplicadas sobre el lado femoral de la articulación de la cadera pueden adecuadamente distribuirse sobre la porción 18 medial, proximal, del fémur 10, manteniendo con ello la resistencia del hueso en ese emplazamiento.

10 Existen diversas formas de realización del componente 110 femoral de la presente divulgación, todas las cuales comparten las características principales de la divulgación. Una primera forma de realización (conocida como vástago de aleta lateral) del componente 110 femoral se ilustra en las FIGS. 9 - 13 y 26 - 27. Mientras que una segunda forma de realización (conocida como vástago trasero en T o trasero de ala) del componente 110 femoral se ilustra en las FIGS. 14 - 19, y 22 - 23. Otras formas de realización del componente 110 femoral se ilustran en las FIGS. 20 - 21 y 24 - 25.

15 Con referencia ahora, de modo concreto, a las características en común de todas las formas de realización de la presente divulgación y con respecto a las FIGS. 9 - 19, el componente 110 femoral o de vástago puede incluir una porción o componente 120 de cuerpo proximal y una porción o componente 130 de vástago distal. La porción 120 de cuerpo proximal puede incluir una porción 122 abocinada terminal que se extienda desde un extremo 124 proximal del componente 110 de vástago a lo largo de una distancia suficiente para posibilitar que la porción 122 abocinada terminal contacte con una porción cortical medial del fémur por la parte interior, distribuyendo así la carga de dicho componente 110 de vástago sobre el hueso. El abocinamiento 122 terminal puede terminar en un borde libre, al menos parcialmente circunferencial, como se ilustra, por ejemplo, en las FIGS. 28 - 31. En otras palabras, la porción 20 22 abocinada terminal puede estar diseñada para quedar situada por dentro con respecto al hueso femoral y puede considerarse como un vástago sin collar. El término "abocinamiento terminal", como se utiliza en la presente memoria, se referirá por tanto a las características precedentes, y también con referencia a un abocinamiento que termina en un borde o sección de borde libre y al menos parcialmente circunferencial y en cualquier caso no obstruido o de cualquier otro modo no fijado a un dispositivo o elemento que se extienda radialmente más allá de dicho al menos parcialmente circunferencial borde o sección de borde. En sentido estricto, un implante que incorpore una porción proximal sin collarín que presente un abocinamiento terminal, está configurado y dispuesto para limitar su contacto con el fémur a las porciones internas del fémur, y sin una estructura que operara para contactar con las porciones externas del fémur y, así mismo, sin un collarín u otra estructura que operara para contactar con las porciones del fémur dispuestas por encima y radialmente hacia fuera respecto de la porción terminal de dicho abocinamiento terminal.

25 Por el contrario, un collarín 20 externo o un vástago que contenga un collarín 20, como se ilustra en la FIG. 5, no presenta un abocinamiento terminal debido a la presencia de un collarín y puede estar situado en el exterior con respecto al hueso y puede, por tanto, operar para situar la carga externamente con respecto al hueso. Otro ejemplo de un collarín 20 externo se ilustra en la FIG. 6 y no es el mismo que la porción 122 de abocinamiento terminal, que puede estar diseñado para quedar situado por dentro (no por fuera) con respecto al hueso. Los collarines 20 externos pueden ser diseñados para aplicar una carga hacia abajo, axial, sobre la superficie reseca del hueso, la cual puede no cargar la porción cortical medial del fémur, mientras que la porción 122 de abocinamiento terminal puede funcionar para cargar la porción 18 proximal medial del fémur 10 por dentro, de manera que una porción mucho mayor de la porción 18 proximal medial del fémur pueda ser cargada, reduciendo de esta manera el riesgo de que la porción del hueso se reabsorba.

30 Con referencia a la FIG. 7, el implante 50 de preservación de tejidos de la presente divulgación puede incluir un componente 90 de cabeza, un componente 100 de cuello y un componente 110 de vástago. Los diversos componentes del implante 50 pueden ser fabricados a partir de diversos materiales, incluyendo aleaciones de calidad de implante, por ejemplo titanio y sus aleaciones y cromo - cobalto y aleaciones que contengan cromo - cobalto. Se debe apreciar que el implante 50 y sus diversos componentes pueden ser fabricados a partir de cualquier material biocompatible sin limitación y sin apartarse del alcance de la presente divulgación.

35 El componente 90 de cabeza puede presentar una superficie genéricamente convexa para su articulación con una superficie cóncava situada opuesta al componente 90 de cabeza formado, por ejemplo, como parte de un componente 300 acetabular. En otras palabras, el componente 90 de cabeza puede ser configurado y dimensionado para su articulación con un componente 300 acetabular de un implante 50 de cadera artificial.

40 Con referencia ahora a las FIGS. 28 - 36, el componente 90 de cabeza puede ser modular o puede estar formado como una pieza unitaria con respecto al componente 100 de cuello. Cuando sea modular, el componente 90 de cabeza puede incluir un rebajo 95 (ilustrado de forma óptima en la FIG. 32). El rebajo 95 puede estar definido por una pared lateral 95a ahusada para su uso en la fijación del componente 90 de cabeza con el componente 100 de cuello en un empalme ahusado. Debe apreciarse que el rebajo 95 puede estar presente en la forma de realización

modular (con respecto al componente 100 de cuello), pero puede no estar presente en la forma de realización unitaria, dado que en la forma de realización unitaria no es necesaria ninguna conexión modular.

En la forma de realización modular, el componente 100 de cuello puede incluir una porción 108 terminal ahusada (ilustrada de forma óptima en las FIGS. 32 y 36) que pueda ser insertada dentro del rebajo 95 del componente 90 de cabeza (ilustrado de forma óptima en la FIG. 32), asegurando con ello el componente 90 de cabeza al componente 100 de cuello modular por medio de un ajuste de fricción ahusado Morse. Por ejemplo, la porción 108 del componente 100 de cuello y el rebajo 95 del componente 90 de cabeza pueden tener una forma sustancialmente cilíndrica y pueden estar ahusados para encajar en forma coincidente entre sí. El empalme ahusado entre la porción 108 terminal y la pared 95a ahusada coincidente del rebajo 95, pueden incluir una relación de ahusamiento de 12 : 14. Sin embargo, se pueden utilizar otras relaciones de ahusamiento sin apartarse del alcance de la presente divulgación. Debe apreciarse que dicha conexión ahusada es solo un ejemplo de una conexión modular. Las conexiones modulares son conocidas en el campo ortopédico y cualquier tipo de conexión modular puede ser utilizado para fijar el componente 90 de cabeza al componente 100 de cuello sin apartarse del espíritu o el alcance de la presente divulgación.

En otra forma de realización (ilustrada de forma óptima en las FIGS. 28 - 31), el componente 90 de cabeza puede estar formado como una pieza unitaria con el componente 100 de cuello, en vez de que el componente 90 de cabeza sea una pieza modular con respecto al componente 100 de cuello. En otras palabras, el componente 90 de cabeza puede estar formado o fabricado como una pieza única, unitaria, con el componente 100 de cuello, esto es, los dos elementos pueden ser formados adoptando un diseño monobloque, de manera que la única conexión modular se produzca con respecto a un extremo 102 distal del componente 100 de cuello que pueda ser fijado modularmente a un rebajo 126 formado en una superficie superior de la porción 120 de cuerpo proximal del componente 110 de vástago. El rebajo 126 se muestra de forma óptima en las FIGS. 18A, 18C, 18F, 18G y 18H.

Se debe apreciar que el componente 100 de cuello, ya se presente en una forma de realización monobloque o modular con respecto al componente 90 de cabeza, puede tener una longitud variable y puede variar de ángulo para modificar o corregir la versión y el desplazamiento lateral del componente 90 de cabeza. La capacidad para corregir la versión y el desplazamiento lateral del componente 90 de cabeza posibilita la reproducción de las características anatómicas naturales de un paciente. Más concretamente, el componente 90 de cabeza y el componente 100 de cuello, ya sea monobloque o modular, pueden ser fabricados de forma neutra, es decir que pueden ser utilizados ya sea en una articulación de cadera derecha o izquierda, o pueden ser fabricados como un implante izquierdo en una articulación de cadera izquierda de un paciente, o como un implante derecho utilizado en una articulación de cadera derecha del paciente. Así, el componente 100 de cuello ya sea monobloque o modular con respecto al componente 90 de cabeza puede encontrarse disponible en diferentes longitudes y diferentes modelos, lo que puede afectar a la longitud de las piernas de un paciente, la orientación varo valgo, y la anteroversión o retroversión o una combinación de los tres.

Así mismo, el componente de cuello puede incluir una diáfisis 106, ya sea monobloque o modular con respecto al componente 90 de cabeza, que puede estar formada de manera vertical o axial con respecto a un eje A - A de cuello central en un componente 100 de cuello neutro (ilustrado de forma óptima en la FIG. 35). Como alternativa, la diáfisis 106 puede flexionarse al nivel de una unión 107 en la que la diáfisis 106 confluya con una fijación 104 modular (véase la FIG. 35) para formar un ángulo Δ (ilustrado en líneas de puntos en la FIG. 35). El ángulo Δ puede estar formado por un eje geométrico central (ilustrado en forma de líneas C - C' y C' - C' en la FIG. 35) de la diáfisis 106 flexionada y un eje geométrico A - A de cuello central, los cuales pueden extenderse en posición central a través de la fijación 104 modular como se ilustra en la FIG. 35. El ángulo Δ o Δ' puede estar formado dentro de un intervalo de aproximadamente cuatro grados hasta aproximadamente veinticuatro grados (o cualquier ángulo dentro de ese intervalo) y, más concretamente, entre un intervalo de aproximadamente cuatro grados a aproximadamente ocho grados. Debe apreciarse que los diversos ángulos pueden traducirse en un centro de rotación diferente de la articulación.

Cualquiera que sea la forma de realización del componente 90 de cabeza que se utilice o elija, esto es, ya sea modular o monobloque, con respecto al componente 100 de cuello, el componente 90 de cabeza puede estar dimensionado entre aproximadamente 22 milímetros y aproximadamente 60 milímetros de diámetro y puede incluir todos los tamaños entre 22 milímetros y 60 milímetros. Por ejemplo, como se ilustra en las FIGS. 28 - 31, el componente 90 de cabeza puede tener un tamaño por encima de la media y puede situarse dentro de un intervalo de aproximadamente 28 milímetros y de aproximadamente 60 milímetros de diámetro y, más concretamente, entre un intervalo de aproximadamente 32 milímetros y aproximadamente 60 milímetros de diámetro. El mayor diámetro de la cabeza puede funcionar para incrementar la estabilidad del entero componente 110 femoral dentro del componente 300 acetabular (ilustrado de forma óptima en la FIG. 7).

Debe apreciarse que el componente 100 de cuello, ya sea parte de un diseño monobloque o modular con respecto al componente 90 de cabeza, puede estar anterovertido. La anteroversión y el desplazamiento se pueden ajustar por un cirujano durante una intervención quirúrgica concreta para crear el mejor ajuste posible para el paciente debido a las características de la presente divulgación. Debe destacarse que el tamaño y la forma de las piezas modulares del implante, esto es, el componente 90 de cabeza y el componente 100 de cuello, pueden afectar al desplazamiento. De modo similar, el tamaño y la forma de la forma de realización de monobloque del componente

90 de cabeza y del componente 100 de cuello pueden también afectar al desplazamiento. Así, la anteroversión así como el tamaño y la forma de la cabeza pueden aumentar o variar el desplazamiento, esto es la distancia entre un eje geométrico longitudinal del vástago y un centro de rotación dentro de la articulación de cadera. Por ejemplo, la utilización de una cabeza 125 de mayor tamaño aumenta la distancia entre el centro de rotación y el eje geométrico longitudinal del vástago y de esta forma puede incrementar el desplazamiento.

El componente 90 de cabeza ilustrado en las FIGS. 28 - 31 puede incluir una porción 92 de superficie externa de forma convexa y un área 94 rebajada que puede estar formada sustancialmente en dirección opuesta a la porción 92 de superficie exterior de forma convexa. El área 94 rebajada puede estar definida por una pared lateral 96 interna (ilustrada de forma óptima en las FIGS. 28 y 31) que puede extenderse desde un reborde o base 97 del componente 90 de cabeza hasta una determinada distancia y puede terminar en una superficie 98 superior, interna.

Con referencia ahora al componente 100 de cuello de la forma de realización de cabeza / cuello monobloque, el cuello 100 de cuello puede comprender una fijación 104 modular en su extremo 102 distal. Se debe apreciar que la fijación 104 modular puede ser cualquier fijación modular conocida, o que pueda conocerse en la técnica sin apartarse del alcance de la presente divulgación. Una forma de realización ejemplar, de la fijación 104 modular incluye una forma en sección transversal oblonga, que puede incluir una forma en sección transversal sustancialmente rectangular como se ilustra en la FIG. 34.

Otra forma de realización ejemplar del componente 100 de cuello, ya sea la forma de realización monobloque o modular con respecto al componente 90 de cabeza, puede incluir una forma de muñón invertido como se ilustra en las FIGS. 34 - 36. En cualquier forma de realización, el componente 100 de cuello puede incluir la diáfisis 106, que puede tener una forma esencialmente cilíndrica u otra. El componente 100 de cuello puede también incluir la fijación 104 modular, que puede ser recibida en el rebajo 126 de la porción 120 de cuerpo proximal. La fijación 104 modular puede incluir dos porciones 104a laterales sustancialmente planas (ilustradas de forma óptima en las FIGS. 34 - 36) que pueden estar conformadas para que coincidan con la forma del rebajo 126 formado en la porción 120 de cuerpo proximal del componente 110 de vástago. En sección transversal, la pieza 104 de fijación puede estar conformada de manera oblonga y, más concretamente, puede estar conformada de manera rectangular. La fijación 104 modular puede también ahusarse y puede encajar de modo coincidente con una pared lateral 126a del rebajo 126, que también puede ahusarse. Se debe apreciar que también pueden ser utilizadas otras formas en sección transversal como la forma de la pieza 104 de fijación sin apartarse del espíritu o el alcance de la presente divulgación.

Con referencia a las FIGS. 33 y 33A, en una forma de realización alternativa, la fijación 104 modular del componente 100 de cuello puede incluir un doble ahusamiento 104b (ilustrado de forma óptima en la FIG. 33A) para fijar el componente 100 de cuello al rebajo 126. Se debe apreciar que el rebajo 126 puede estar conformado de manera similar y puede comprender una pared lateral 126b de ahusamiento doble, de manera que pueda disponerse un encaje coincidente entre el doble ahusamiento 104b del componente 100 de cuello y la pared lateral 126b de ahusamiento doble del rebajo 126. El componente 100 de cuello puede también incluir una característica de indexación, que puede adoptar la forma de una serie de dientes 104c que pueden acoplarse con unos correspondientes dientes 126c de la pared lateral 126b del rebajo 126 para posibilitar que el componente 90 de cabeza y el componente 100 de cuello queden orientados en una entre la pluralidad de orientaciones. Debe apreciarse que el componente 100 de cuello puede estar anterovertido, de manera que, cuando esté orientado en una, por ejemplo, de doce posiciones diferentes dentro del rebajo 126, el ángulo de anteroversión pueda modificarse y ajustarse por un cirujano durante una intervención quirúrgica.

Así, el componente 100 de cuello puede incluir una fijación 104 que puede estar configurada y dimensionada para su inserción en el rebajo 126 del componente 110 de vástago para de esta manera asegurar el componente 100 de cuello con el componente 110 de vástago. El componente 100 de cuello puede quedar asegurado y fijado al componente 110 de vástago mediante un medio para asegurar el componente 100 de cuello al componente 110 de vástago. Se debe apreciar que el medio para asegurar el componente 100 de cuello al componente 110 de vástago puede ser cualquier tipo de conexión modular conocida en la técnica, o que pueda ser conocida en la técnica en el futuro, sin apartarse del espíritu y alcance de la presente divulgación. Así, el medio para asegurar el componente 100 de cuello al componente 110 de vástago puede incluir una conexión ahusada, una conexión de chaveta y agujero, una conexión de bayoneta u otra conexión modular sin apartarse del espíritu y el alcance de la presente divulgación.

Con referencia a las FIGS. 18E y 35, el componente 100 de cuello modular puede incluir un eje geométrico A - A de cuello que puede extenderse centralmente a través del componente 100 de cuello como se ilustra de forma óptima en la FIG. 35. El eje geométrico A - A de cuello, por ejemplo, puede ser una línea imaginaria que biseccione los centroides geométricos secuenciales del componente de cuello. Sin embargo, el eje geométrico (A - A) del cuello puede también referirse a una línea que biseccione las secciones centroides geométricas esenciales del componente 100 de cuello, refiriéndose la frase "sección centroide" a una porción de una sección transversal que cubra un treinta y tres por ciento de dicha sección transversal que contiene también dicho centroide geométrico de dicha sección transversal. Se debe apreciar que el componente 100 de cuello puede ser un componente de cuello modular (FIG. 32) o el componente 100 de cuello puede estar formado de manera integral con el componente 90 de cabeza en una forma de realización de cabeza / cuello monobloque (FIG. 34) o puede incluso estar formado de manera integral con el componente 110 de vástago en una forma de realización de vástago monobloque. En una

5 forma de realización de cuello modular, el componente 110 de vástago puede ser fijado al componente 100 de cuello y el componente 110 de vástago puede incluir un eje geométrico B - B de vástago distal que puede extenderse longitudinal y centralmente a través del extremo más distal del componente 110 de vástago como se ilustra en la FIG. 18E. El eje geométrico B - B de vástago puede, por ejemplo, ser una línea imaginaria que biseccione los centroides geométricos secuenciales de sucesivas secciones transversales del componente 110 de vástago. Sin embargo el eje geométrico B - B de vástago puede también referirse a una línea que biseccione las secciones centroides geométricas secuenciales del componente 110 de vástago, refiriéndose la "sección centroide" a una porción de una sección transversal que cubre un treinta y tres por ciento de dicha sección transversal y que contiene también dicho centroide geométrico de dicha sección transversal.

10 Se debe apreciar que puede formarse un ángulo α mediante una intersección del eje geométrico A - A de cuello cuando esté fijado a dicho componente 110 de vástago (ya sea en una forma de realización de cuello modular o en una forma de realización monobloque) y el eje geométrico B - B de vástago distal. El ángulo α puede estar entre un intervalo de aproximadamente cuarenta y cinco grados y aproximadamente sesenta grados (o cualquier ángulo dentro del intervalo) y el ángulo α puede estar configurado para modelar la curvatura medial natural de un cuello femoral de un hueso 10 femoral natural. Más concretamente, el ángulo α puede situarse dentro de un intervalo de aproximadamente cincuenta grados y aproximadamente cincuenta y cinco grados.

15 Se debe apreciar que el ángulo α puede ser directamente proporcional con una curvatura medial del componente 110 de vástago, de forma que un aumento en la curvatura del componente 110 de vástago pueda dar como resultado un ángulo α mayor. La curvatura medial del componente 110 de vástago puede ser sustancial con respecto al un tercio más proximal del componente 110 de vástago debido a la resección de preservación del cuello del fémur 10 proximal, y a la necesidad de que el componente 110 de vástago modele la curvatura medial natural de las porciones 18 medial, proximal del fémur 10.

20 Debido a que el fémur 10 natural incluye una curvatura medial considerable en la zona calcar medial proximal, un implante 50 de preservación del cuello puede requerir modelar la curvatura del fémur 10 natural en ese emplazamiento cuando el cuello 14 natural del fémur 10 se preserve. Se debe apreciar que ese fallo del implante 50 puede producirse si la curvatura del fémur 10 natural sobre el lado medial no está modelada, no está ajustada, no coincide o no está remedada. Al menos una de las razones del fallo de los dispositivos conocidos de preservación del cuello se debe a la falta de una curvatura medial y a la falta de una carga apropiada de la zona cortical proximal, medial, del fémur 10. En otras palabras, sin dicha curvatura medial sustancial del componente 110 femoral que pueda ser similar o sustancialmente similar a la curvatura medial natural de la zona cortical medial del fémur 10 natural, el componente 110 femoral puede no cargar adecuadamente la zona cortical medial del fémur 10 provocando la reabsorción del hueso y en último término el fallo del implante.

25 Con referencia ahora a los diversos componentes 110 de vástago de la presente divulgación y a las respectivas formas de realización ilustradas en las FIGS. 7 - 31, en términos generales, el componente 110 de vástago puede incluir una superficie 112 superior que puede estar formada en un plano que puede ser sustancialmente perpendicular con, o en un plano que sea sustancialmente transversal con, el eje geométrico A - A del cuello cuando el cuello 110 esté fijado al componente 110 de vástago. Se debe apreciar que la superficie 112 superior puede estar formada completamente en perpendicular con el eje geométrico A - A del cuello según lo anteriormente descrito y, el lugar de estar formada de una manera en dirección transversal con respecto al eje geométrico A - A del cuello. Una superficie 112 superior puede estar formada en una porción 124 terminal proximal del componente 110 de vástago.

30 El componente 100 de cuello puede ser modular con respecto al componente 110 de vástago y, si es así, la superficie 112 superior del componente 110 de vástago puede incluir el rebajo 126, anteriormente analizado, que puede estar configurado y dimensionado para recibir en su interior el componente 100 de cuello, con independencia de si el componente 90 de cabeza es modular con respecto a un componente 100 de cuello

35 Con referencia concreta a las FIGS. 20 - 21, el componente 110 de vástago puede comprender una porción 114 lateral anterior, una porción 116 lateral posterior, una porción 127 lateral medial, una porción 128 lateral, la porción 120 de cuerpo proximal y una porción 130 de vástago distal. El componente 110 de vástago puede incluir una longitud de vástago acortada, representada por la instancia "L", que puede ser inferior a aproximadamente 150 milímetros. Se debe apreciar que la longitud "L" del componente 110 de vástago puede ser medida a partir de un extremo 124 más proximal del componente 110 de vástago hasta un extremo 129 más distal del componente 110 de vástago, como se demuestra en la FIG. 20. Más concretamente, la longitud "L" del componente 110 de vástago puede situarse dentro de un intervalo de aproximadamente 100 milímetros y aproximadamente 120 milímetros.

40 Así mismo, se debe apreciar que el componente 110 femoral puede ser diseñado para incluir la porción 130 de vástago distal con una longitud que sea sustancialmente más corta que un vástago convencional (ilustrado en la FIG. 5). En otras palabras, la longitud de la porción 130 del vástago distal de la presente divulgación puede ser más corta que el vástago convencional para su uso y combinación con una resección de preservación del cuello.

45 Se debe apreciar que la porción 114 lateral anterior y la porción 116 lateral posterior pueden cada una comprender una superficie 118 plana, lo que puede contribuir a ofrecer resistencia a las fuerzas torsionales en la articulación de cadera. La superficie 118 plana puede estar definida por un plano que puede situarse a lo largo del lado anterior o

posterior del componente 110 de vástago cuando sea implantado en el cuerpo de un paciente. Así, la superficie 118 plana puede ser sustancialmente planar o nivelada. Se debe apreciar que la superficie 118 sustancialmente planar o nivelada puede extenderse sustancialmente a lo largo de toda la longitud "L" del componente 110 de vástago (como se ilustra en la FIG. 21) o, como alternativa, la superficie 118 plana puede extenderse a lo largo de una longitud "L" mayoritaria del componente 110 de vástago. La superficie 118 plana de la porción 114 lateral anterior y la porción 116 lateral posterior pueden funcionar para permitir la estabilidad torsional del componente 110 de vástago debido a la forma roma de las porciones 114 y 116 laterales anterior y posterior. Debe destacarse que la naturaleza roma de las porciones 114 y 116 laterales anterior y posterior puede disponerse únicamente con respecto a la superficie 118 plana y debe destacarse que las porciones 114 y 116 laterales anterior y posterior pueden contener esquinas y bordes redondeados para evitar ...

Sin embargo, sede apreciar que dicha superficie 118 plana puede no estar presente sobre el componente 110 de vástago y puede no ser necesario. Por el contrario, la porción 114 lateral anterior y la porción 116 lateral posterior pueden cada una comprender una forma exterior curvada o una forma exterior convexa sin apartarse del espíritu y el alcance de la presente divulgación. Si la superficie 118 plana no está presente, entonces debe apreciarse que pueden añadirse otras características al componente 110 de vástago para incrementar la estabilidad torsional, dado que las fuerzas torsionales son muy habituales en los implantes de cadera y en particular en los componentes 110 femorales.

El componente 110 de vástago puede también comprender una curva (representada por el arco 125) sobre el lado 127 medial del componente 110 de vástago. La curva puede extenderse a lo largo de una longitud "L" mayoritaria del componente 110 de vástago del lado 127 medial como se ilustra en las FIGS. 18B y 22. La curva medial puede incluir una pluralidad de radios de curvatura diferentes, y puede incluir al menos tres diferentes radios de curvatura (ilustrados de forma óptima en la FIG. 18B). Los radios de curvatura individuales pueden cada uno aumentar a lo largo de la curva medial desde el extremo 124 proximal del componente 110 de vástago hasta el extremo 129 distal del componente 110 de vástago. Debe apreciarse que la curva medial puede estar configurada y dimensionada para modelar la curvatura medial natural del cuello femoral del fémur 10 natural.

En otras palabras, los diversos radios de curvatura de la curva medial, representados en la FIG. 18B, por los numerales de referencia R1, R2 y R3, pueden aumentar de forma que R1 puede presentar el radio de curvatura más pequeño; R2 puede presentar un radio de curvatura que puede ser mayor que R1; y R3 puede presentar un radio de curvatura que sea mayor que tanto R1 como R2. Así, R3 puede representar el radio de curvatura mayor a lo largo de la curva medial. Se debe apreciar que R1 puede estar situado en la posición más próxima al extremo 124 más proximal del componente 110 de vástago y puede ir seguido por R2, el cual puede estar situado en la posición más próxima de la línea media del lado 127 medial del componente 110 de vástago y, R2 puede ir seguido por R3, que puede estar situado en la posición más próxima al extremo 119 distal del componente 110 de vástago.

Como ejemplo específico, según se ilustra en la FIG. 18B, el radio representado por R1 puede oscilar entre aproximadamente 1,27 cm y aproximadamente 2,54 cm y puede ser de aproximadamente 1,905 cm. El radio representado por R2 puede oscilar entre aproximadamente 5,84 cm y aproximadamente 8,12 cm, y puede ser de aproximadamente 7,11 cm. El radio representado por R3 puede oscilar entre aproximadamente 33,012 cm y aproximadamente 36,83 cm, y puede ser de aproximadamente 35 cm.

Con referencia brevemente ahora a la FIG. 15, el lado 127 medial puede ser descrito como presentando una curvatura sustancial (representada por el arco 125) a lo largo de la totalidad de su lado interno. Sin embargo, la curvatura 125 sustancial puede ser la más pronunciada en aproximadamente un tercio (1/3) más proximal o a lo largo de la porción 120 de cuerpo proximal, del componente 110 femoral sobre un lado 127 medial del componente de vástago. Así mismo, la curvatura sustancial representada por el arco 125 a lo largo de la porción 120 de cuerpo proximal puede estar diseñada para imitar o coincidir con la curvatura natural de la porción 18 medial, proximal del fémur 10. Así, la curvatura 125 sustancial a lo largo de la porción 127 medial de la porción 120 de cuerpo proximal puede funcionar para dirigir la carga aplicada sobre el componente 110 femoral sobre la porción 18 proximal, medial del fémur 10. La combinación de la curvatura 125 sustancial del un tercio (1/3) más proximal del componente 110 femoral y de la porción 122 abocinada terminal puede funcionar para cargar la porción 18 medial, proximal del fémur 10 cuando el componente 110 femoral puede estar implantado en un hueso 10 femoral.

Con referencia a las FIGS. 9 - 13 y 26 - 27, el componente 110 de vástago puede incluir una protrusión o aleta 140 lateral que se extienda desde la porción 128 lateral. La protrusión o la aleta 140 lateral puede operar para contactar con la porción 19 de la corteza lateral del fémur 10 (ilustrada de forma óptima en las FIGS. 1 y 2A). Se debe apreciar que la porción 19 de la corteza lateral del fémur 10 es una parte dura, densa del fémur 10 situada lateralmente y la corteza 19 lateral es la más pronunciada en la parte proximal del fémur 10 como se ilustra en las FIGS. 2 y 2A. La protrusión o aleta 140 lateral puede ser configurada para contactar con la porción cortical dura del fémur 10 para de esta forma ofrecer resistencia a las cargas torsionales que pueden aplicarse sobre el componente 110 de vástago. Por consiguiente, la protrusión o aleta 140 lateral puede estar contenida enteramente dentro de un tercio (1/3) más proximal del componente 110 de vástago, como se ilustra en las FIGS. 9, 11 y 26.

Con referencia ahora a la FIG. 26, la protrusión o aleta 140 lateral puede incluir una longitud "L1" que puede oscilar entre aproximadamente un quince por ciento y aproximadamente un veinticinco por ciento de una longitud global "L"

del componente 110 de vástago. La protrusión o la aleta 140 lateral puede también incluir una superficie 142 ahusada que puede ahusarse en una dirección proximal a distal. Se debe apreciar que el ahusamiento puede incluir un ángulo P que puede oscilar entre aproximadamente diez grados y aproximadamente 25 grados (o cualquier ángulo dentro de ese intervalo).

5 Con referencia ahora a las FIGS. 14 - 19 y 22 - 23, en una forma de realización alternativa a la aleta 140 lateral, el componente 110 de vástago puede incluir, sobre la porción 128 lateral una superficie 150 sustancialmente plana que puede incurvarse, de manera que la porción 128 lateral pueda ser curvada. La superficie 150 curvada plana de la porción 128 lateral puede ser conformada como una parte trasera en ala o una parte trasera en T y puede extenderse sobre una longitud "L" mayoritaria del componente 110 de vástago. Se debe entender que la superficie
10 150 sustancialmente plana de la porción 128 lateral puede extenderse hacia fuera en una dirección anterior y posterior y más allá de la porción 114 lateral anterior y de la porción 116 lateral posterior (ilustradas de forma óptima en las FIGS. 16, 18 y 23). Así mismo, la superficie 150 sustancialmente plana puede extenderse a lo largo de una longitud "L" mayoritaria del componente 110 de vástago, formando con ello una parte trasera en ala plana, para proporcionar estabilidad torsional al componente 110 de vástago cuando el componente 110 de vástago quede
15 implantado dentro del fémur 10.

Como se ilustra en las FIGS. 22 y 23, la superficie 150 de ala trasera puede incluir un grosor "T1" que puede oscilar aproximadamente entre un cinco por ciento y aproximadamente un veinticinco por ciento de un grosor "T" del componente 110 de vástago que es la medición entre el lado 114 anterior y el lado 116 posterior del componente 110 de vástago (ilustrado de forma óptima en la FIG. 23).

20 El componente 110 de vástago puede incluir un medio para ofrecer resistencia a las fuerzas torsionales aplicadas sobre el implante 50. Se debe apreciar que el medio para ofrecer resistencia a las fuerzas torsionales puede consistir en cualquier número de características para ofrecer resistencia a las fuerzas torsionales naturales que son inherentes a una articulación de cadera. Por ejemplo, el medio para ofrecer resistencia a las fuerzas torsionales puede ser la protrusión o la aleta 140 lateral o puede ser la superficie 150 trasera de ala, las cuales, ambas, pueden
25 estar formadas sobre el lado 128 lateral del componente 110 de vástago o una superficie 118 plana sobre los lados 114 y 116 anterior y posterior.

Con referencia ahora a las FIGS. 12, 18, 21, 23, 25 y 27, el componente 110 de vástago de acuerdo con la invención incluye además un medio para contactar por dentro con la porción 18 cortical medial del hueso 10 femoral en forma de la porción 122 abocinada terminal que está configurada y dimensionada para contactar con la zona 16 cortical
30 medial interna del hueso 10 femoral. Debido a que la cantidad mayor del hueso cortical del fémur está situada en posición medial, el abocinamiento 122 terminal se abocina hacia fuera y se extiende radialmente hacia fuera en las dimensiones anterior y posterior cerca, en, o a partir del extremo 124 proximal del componente 110 de vástago para contactar con la mayor cantidad posible de hueso cortical. La protrusión o la porción 122 abocinada terminal no se abocina hacia fuera sobre el lado lateral del componente 110 de vástago hasta el mismo grado o de la misma
35 manera de la que lo hace en los lados anterior o posterior mediales. El resultado puede ser que una carga aplicada sobre el implante 10 y, concretamente, sobre el componente 110 de vástago femoral puede ser transferida medialmente desde el componente 110 femoral hasta la zona 16 cortical medial del fémur 10.

La porción 122 abocinada terminal puede extenderse cerca de o a partir del extremo 124 más proximal del componente 110 de vástago hasta una longitud "L2" (ilustrada de forma óptima en la FIG. 18). La longitud "L2" de la porción 122 abocinada terminal puede oscilar entre aproximadamente un dos por ciento y aproximadamente un
40 veinte por ciento de una longitud "L" del entero componente 110 de vástago medida desde el extremo 124 proximal hasta un extremo 129 distal y sobre el lado 127 medial del componente 110 de vástago. Más concretamente, la longitud "L2" puede oscilar entre aproximadamente un diez por ciento y aproximadamente un quince por ciento de la longitud "L" del entero componente 110 de vástago. Se debe entender que todos los valores dentro de los intervalos
45 especificados deben ser considerados incluidos en el alcance de la presente divulgación.

Con referencia ahora a las FIGS. 24, 28, 30 y 31, se debe apreciar que cualquiera de las formas de realización de la presente divulgación puede incluir una hendidura 160 sagital que puede estar formada en la porción 130 de vástago distal. Debido a que la hendidura 160 sagital puede estar formada en la porción 130 distal del componente 110 de vástago, puede separar o hender el componente 110 de vástago en dos piezas. Las dos piezas pueden ser fijadas
50 por debajo de una línea media "M" del componente 110 de vástago como se ilustra en las FIGS. 24 y 28. En otras palabras, la hendidura 160 sagital puede separar la porción 127 lateral medial de la porción 128 de lado lateral del componente 110 de vástago como se ilustra en las FIGS. 28, 30 y 31.

Se debe apreciar que la hendidura 160 sagital puede posibilitar que la porción 130 distal del componente 110 de vástago se hunda en un grado o extensión pequeña para ayudar al ajuste de la porción 130 distal dentro de la
55 cavidad medular del fémur 10 sin que se dañe o sobresalga contra el hueso circundante. En otras palabras, las dos piezas o lados separados de la porción 130 distal del componente 110 de vástago pueden acercarse entre sí cuando la porción 130 distal del vástago entre en la cavidad medular y contacte con otras porciones del hueso. Así, la hendidura 160 sagital puede ayudar a implantar el componente 110 de vástago dentro de la cavidad medular del fémur 10 sin que se dañe o sobresalga contra el hueso circundante. El resultado puede ser una disminución del
60 dolor en el muslo para el paciente.

5 Se debe apreciar que la estructura y el aparato divulgados en la presente memoria son simplemente un ejemplo de un medio para asegurar el componente de cuello modular al componente de vástago, y se debe apreciar que cualquier estructura, aparato o sistema para asegurar el componente de cuello modular al componente de vástago que lleve a cabo las mismas o equivalentes funciones a las divulgadas en la presente memoria, están concebidas para incluir en el alcance de un medio para asegurar el componente de cuello modular al componente de vástago, incluyendo estas estructuras, aparatos o sistemas actualmente conocidos, o que puedan resultar disponibles en el futuro. Cualquier cosa que funcione de la misma manera que o de forma equivalente a un medio para asegurar el componente de cuello modular al componente de vástago se incluye en el alcance de este elemento.

10 Se debe apreciar que la estructura y el aparato divulgados en la presente memoria son simplemente un ejemplo de un medio para ofrecer resistencia a las fuerzas torsionales aplicadas sobre el implante y se debe apreciar que cualquier estructura, aparato o sistema para resistir las fuerzas torsionales aplicadas sobre el implante que afecta a la función o equivalente a la divulgada en la presente memoria deban incluirse en el alcance de un medio para resistir las fuerzas torsionales aplicadas sobre el implante, incluyendo aquellas estructuras, aparatos y sistemas para resistir las fuerzas torsionales aplicadas sobre el implante actualmente conocido, o de que pueda disponerse en el futuro. Cualquier cosa que funcione de manera igual o equivalente a un medio para resistir las fuerzas torsionales aplicadas sobre el implante se incluye en el alcance de este elemento.

20 Se debe apreciar que la estructura y el aparato divulgados en la presente memoria son simplemente un ejemplo de un medio para contactar por dentro con una porción cortical medial de un hueso femoral, y se debe apreciar que cualquier estructura, aparato o sistema para contactar por dentro con una porción cortical medial de un hueso femoral que lleve a cabo las mismas o equivalentes funciones a las divulgadas en la presente memoria están destinadas a quedar incluidas en el alcance de un medio para contactar por dentro con una porción cortical medial de un hueso femoral, incluyendo aquellas estructuras, aparatos y sistemas para contactar por dentro con una porción cortical medial de un hueso femoral conocidas en la actualidad o que puedan resultar disponibles en el futuro. Cualquier cosa que funcione de la misma manera o manera equivalente, como un medio para contactar por dentro con una porción cortical medial de un hueso femoral se incluye en el alcance de este elemento.

De acuerdo con las características y combinaciones descritas anteriormente, un procedimiento útil para localizar quirúrgicamente un implante de preservación de tejidos dentro de un hueso puede comprender las etapas de:

- (a) la provisión de un implante que incorpore un componente de vástago y un abocinamiento terminal;
- 30 (b) la preparación quirúrgica de un fémur proximal del paciente para recibir el implante, al tiempo que se preserva una porción mayoritaria del cuello femoral natural del paciente, incluyendo una porción cortical medial;
- (c) la inserción del componente de vástago del implante dentro del fémur proximal quirúrgicamente preparado; y
- 35 (d) la consecución de que el abocinamiento terminal del implante contacte por dentro con la porción cortical medial del hueso femoral, de manera que la carga sea transferida medialmente desde el componente de vástago hasta la porción cortical medial del fémur.

40 Los expertos en la materia relevante apreciarán las ventajas suministradas por las características de la presente divulgación. Por ejemplo, es una característica potencial de la presente divulgación proporcionar un componente femoral que sea de diseño y fabricación sencillos y que aplique una carga sobre la porción cortical medial del fémur. Otra característica potencial de la presente divulgación es la de proporcionar un componente femoral que incorpore un abocinamiento terminal (esto es, un abocinamiento sin collarín). Otra característica potencial de la presente divulgación es la de proporcionar un componente femoral que incorpore unas porciones laterales planas sobre los lados anterior y posterior de la porción de vástago. Otra característica potencial de la presente divulgación es la de proporcionar un componente femoral que incorpore una longitud de vástago corta y una curvatura medial sustancial sobre un tercio más proximal de la porción de vástago para aplicar la carga sobre la zona cortical medial del fémur. Otra característica potencial más de la presente divulgación es la de proporcionar un componente femoral que incorpore una aleta lateral o una parte trasera de ala o una parte trasera en T. Finalmente, es una característica potencial de la presente divulgación proporcionar un componente femoral que incorpore una combinación de las características expuestas junto con una hendidura sagital.

50 En la Descripción de la Divulgación Detallada precedente, diversas características de la presente divulgación están agrupadas de manera conjunta en una única forma de realización con la finalidad de armonizar la divulgación. Este procedimiento de divulgación no debe interpretarse como que refleje una intención de que la divulgación reivindicada requiera más características que las expresamente expuestas en cada reivindicación. Por el contrario, como las reivindicaciones reflejan, los aspectos inventivos abarcan menos que todas las características de una forma de realización divulgada preferente única. Así, las reivindicaciones subsecuentes se incorporan por el presente documento en esta Descripción detallada de la Divulgación mediante esta referencia, considerándose cada reivindicación por sí misma como una forma de realización separada de la presente divulgación.

Se debe entender que las disposiciones anteriormente descritas son solo ilustrativas de la aplicación de los principios de la presente divulgación. Pueden idearse modificaciones y disposiciones alternativas por parte de los expertos en la materia sin apartarse del alcance de la presente divulgación y las reivindicaciones adjuntas están concebidas para cubrir dichas modificaciones y disposiciones.

5

10

REIVINDICACIONES

1.- Un implante de preservación de tejidos que comprende:

un vástago (110) que presenta un eje geométrico del vástago distal;

5 el vástago (110) incorpora un lado (127) medial, un lado (114) anterior, un lado (116) posterior, y un lado (128) lateral, el vástago (110) comprende además un extremo (124) proximal que presenta un abocinamiento (122) terminal que se abocina hacia fuera desde dicho extremo (124) proximal sobre los lados medial (127), anterior (114) y posterior (116) del vástago (110), presentando dicho abocinamiento (122) terminal una superficie exterior que forma un ángulo con respecto al eje geométrico del vástago distal dentro de un intervalo de aproximadamente un setenta a aproximadamente ciento diez grados, de manera que el abocinamiento (122) terminal contacte con una zona (18) cortical medial de un hueso cuando está implantado, de manera que la carga es transferida medialmente desde el componente (110) de vástago hasta la zona (18) cortical medial;

10 en el que el componente (110) de vástago comprende además una curva (125) medial que se extiende a lo largo de una longitud mayoritaria de dicho componente (110) de vástago,

15 en el que la curva (125) medial comprende al menos tres radios de curvatura diferentes que aumentan desde un extremo proximal de dicho componente de vástago hasta un extremo distal de dicho componente de vástago y en el que la curva (125) medial está configurada para modelar la curvatura medial natural de un cuello femoral del hueso femoral natural; y

20 **caracterizado porque** el abocinamiento (122) terminal no se abocina hacia fuera sobre el lado (128) lateral del vástago (110).

2.- El implante de preservación de tejidos de la reivindicación 1, en el que el componente (110) de vástago comprende una longitud (L) desde una porción más proximal superior del componente (110) de vástago hasta una porción más distal inferior del componente (110) de vástago que es inferior a 150 milímetros.

25 3.- El implante de preservación de tejidos de la reivindicación 2, en el que el componente (110) de vástago comprende una longitud (L) desde una porción más proximal superior del componente (110) de vástago hasta una porción más distal inferior del componente (110) de vástago que oscila entre aproximadamente 100 milímetros hasta aproximadamente 120 milímetros.

30 4.- El implante de preservación de tejidos de la reivindicación 1, en el que el componente (110) de vástago comprende una superficie (118) plana sobre un lado anterior y un lado posterior que se extiende sustancialmente sobre toda la longitud del componente (110) de vástago.

5.- El implante de preservación de tejidos de la reivindicación 1, en el que el componente (110) de vástago comprende un medio para ofrecer resistencia a las fuerzas torsionales aplicadas sobre el implante.

35 6.- El implante de preservación de tejidos de la reivindicación 5, en el que el medio para ofrecer resistencia a las fuerzas torsionales es una parte trasera (150) de ala formada sobre el lado lateral de dicho componente (110) de vástago.

7.- El implante de preservación de tejidos de la reivindicación 6, en el que la parte trasera (150) de ala está formada por una porción del lado lateral sustancialmente plana que se extiende más allá del lado anterior y del lado posterior del componente (110) de vástago.

40 8.- El implante de preservación de tejidos de la reivindicación 5, en el que el medio para ofrecer resistencia a las fuerzas torsionales es una aleta (140) lateral formada sobre el lado lateral de dicho componente (110) de vástago.

9.- El implante de preservación de tejidos de la reivindicación 1, en el que el componente (110) de vástago comprende una hendidura (160) sagital formada en la porción más distal de dicho componente (110) de vástago separando así un lado medial de un lado lateral de dicho componente (110) de vástago.

45 10.- El implante de preservación de tejidos de la reivindicación 8, en el que la aleta (140) lateral está contenida enteramente dentro de un tercio más proximal del componente (110) de vástago.

11.- El implante de preservación de tejidos de la reivindicación 8, en el que la aleta (140) lateral incluye una longitud (L1) que se sitúa dentro de un intervalo de un quince por ciento a un veinticinco por ciento de la longitud total (L) del componente (110) de vástago.

50 12.- El implante de preservación de tejidos de la reivindicación 8, en el que la aleta (140) lateral incluye una superficie (142) ahusada que se ahúsa en una dirección proximal a distal.

13.- El implante de preservación de tejidos de la reivindicación 10, en el que el ahusamiento incluye un ángulo β que se sitúa en el intervalo de diez grados a veinticinco grados.

14.- El implante de preservación de tejidos de la reivindicación 1, que comprende además:

- 5 un componente (100) de cuello que comprende un eje geométrico (A - A) de cuello longitudinal recto que se extiende a través del componente (100) de cuello, en el que el componente (110) de vástago puede ser fijado al componente (100) de cuello y que comprende un extremo proximal, un extremo distal, una porción (120) de cuerpo proximal, y un eje geométrico (B - B) de vástago longitudinal distal recto que se extiende a través del extremo distal del componente (110) de vástago y que se extiende a través de un centro geométrico de una porción más distal de dicho extremo distal; y
- 10 en el que, el componente de vástago comprende además un lado lateral que está curvado a lo largo de una longitud mayoritaria del vástago, presentando también el lado lateral una superficie que es sustancialmente plana a lo largo de la longitud mayoritaria del vástago (110);
- en el que el componente (110) de vástago comprende además una longitud (L) que es inferior a 150 milímetros;
- 15 en el que, un ángulo α está formado por una intersección del eje geométrico de cuello recto cuando es fijado a dicho componente (110) de vástago y al eje geométrico de vástago distal recto, en el que dicho ángulo α se sitúa en un intervalo de aproximadamente cuarenta y cinco grados y aproximadamente setenta grados, para con ello provocar que una porción proximal del componente (110) de vástago presente una curvatura medial sustancial que es más pronunciada en un tercio más proximal del componente de vástago,
- 20 de manera que dicha porción más proximal de dicho componente (110) de vástago presenta una curva profundamente pronunciada;
- en el que la porción (120) de cuerpo proximal comprende un abocinamiento (122) terminal que se proyecta radialmente hacia fuera desde la porción más superior de dicha porción (120) de cuerpo proximal, en el que una longitud del abocinamiento (122) terminal está dentro de un intervalo de aproximadamente un dos por
- 25 ciento hasta aproximadamente un veinte por ciento de la longitud del componente (110) de vástago.

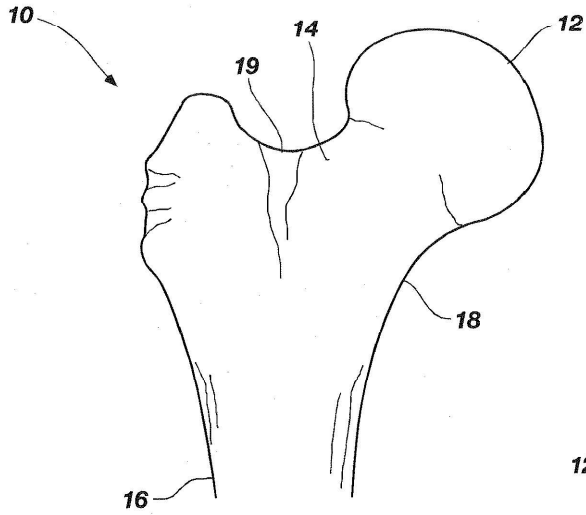
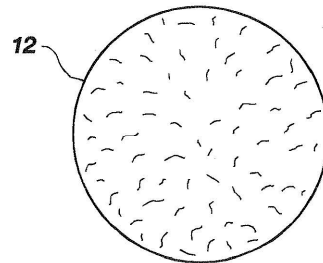
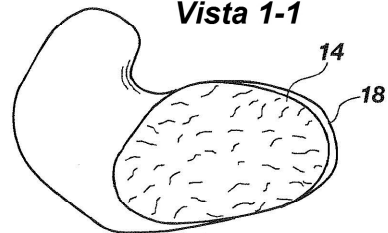


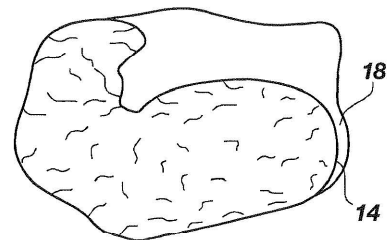
FIG. 1



Vista 1-1



Vista 2-2



Vista 3-3

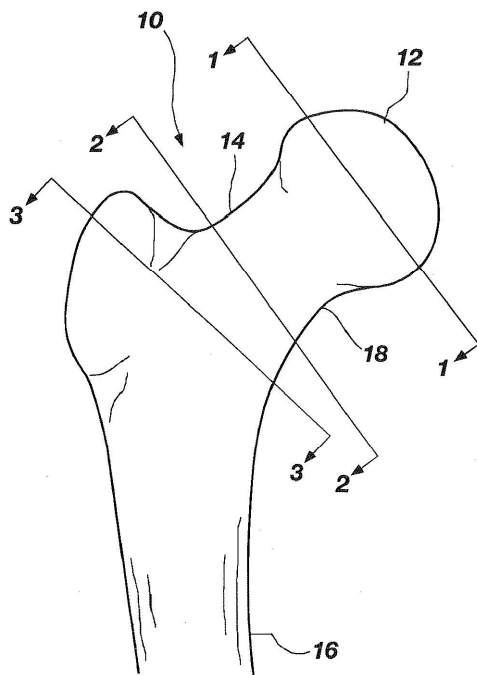


FIG. 2

FIG. 2A

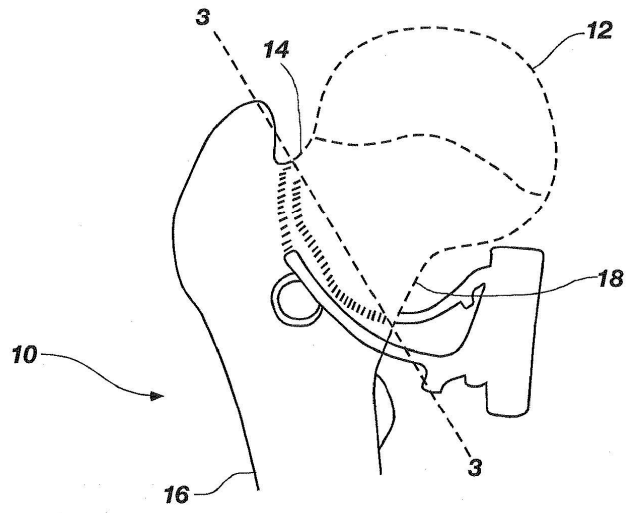


FIG. 3

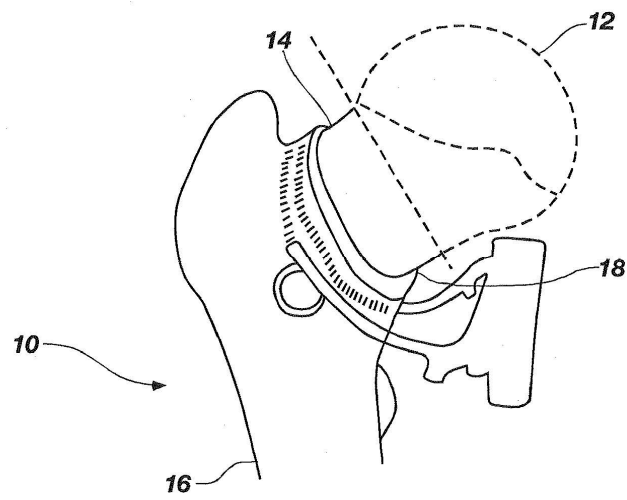


FIG. 4

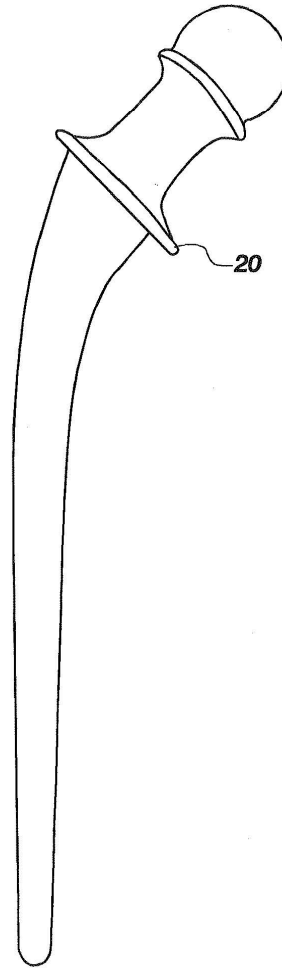


FIG. 5
(TÉCNICA ANTERIOR)

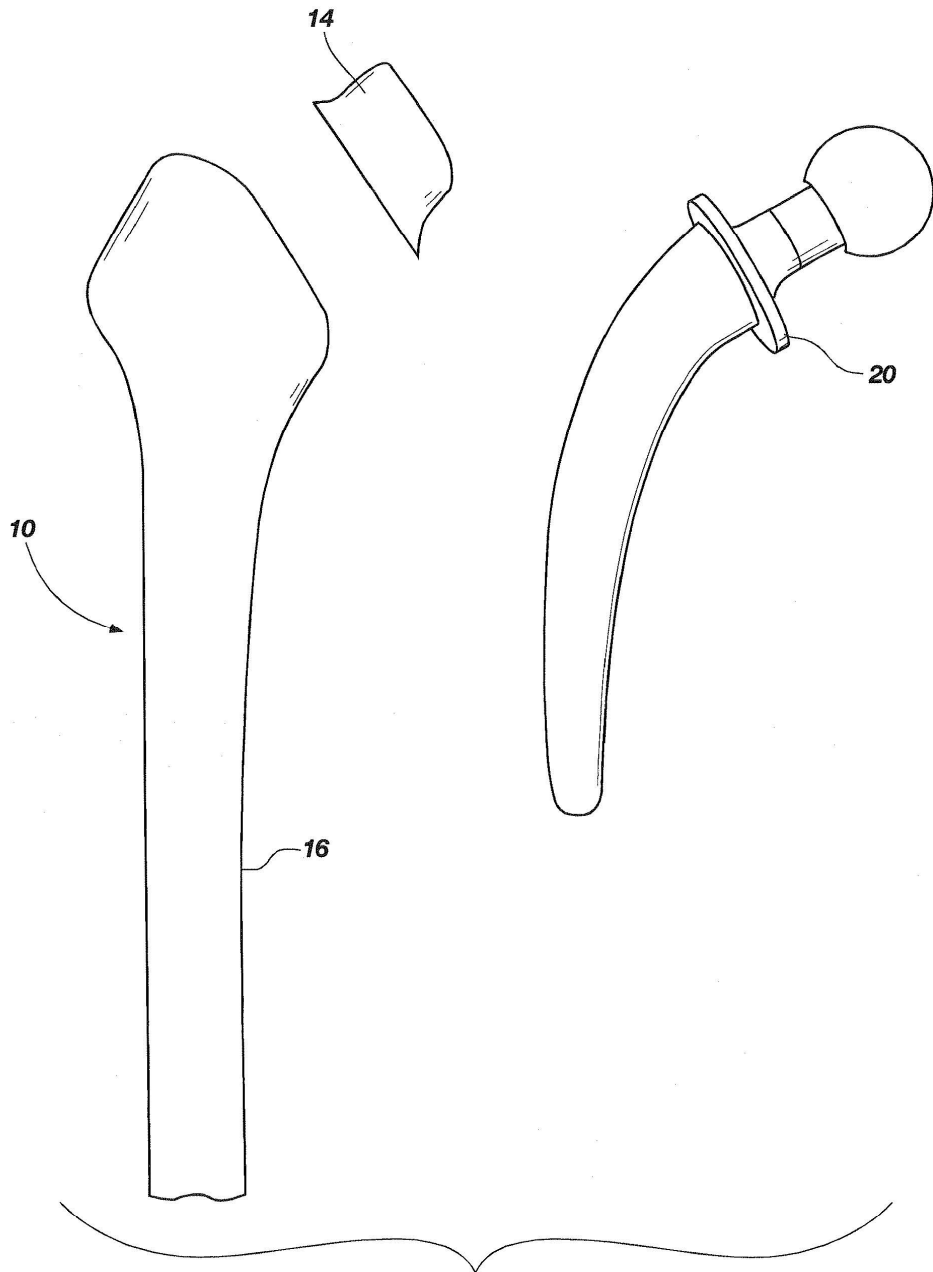


FIG. 6
(TÉCNICA ANTERIOR)

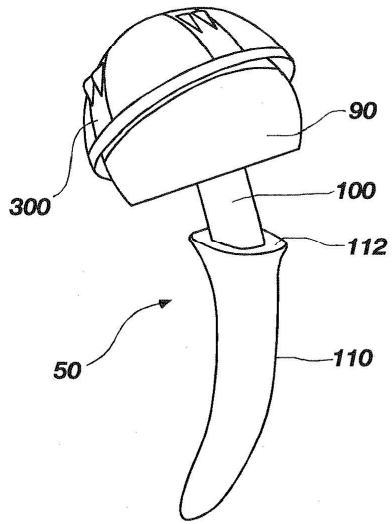


FIG. 7

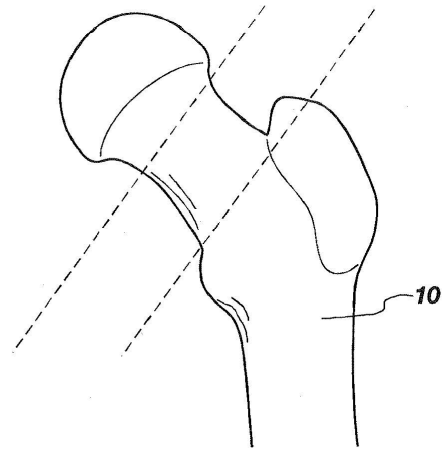


FIG. 8

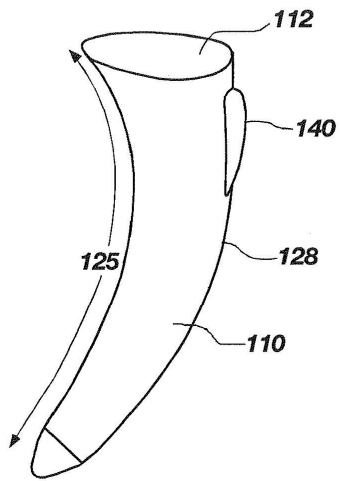


FIG. 9

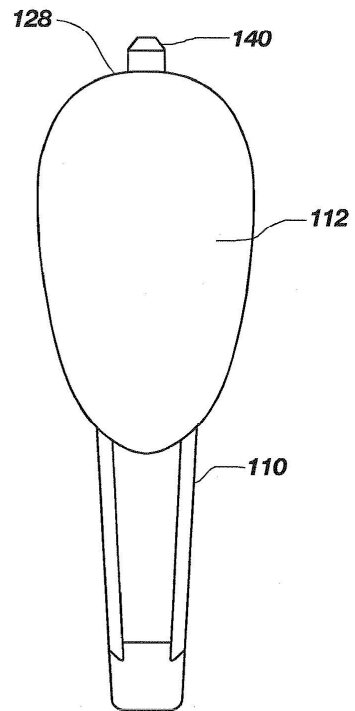


FIG. 10

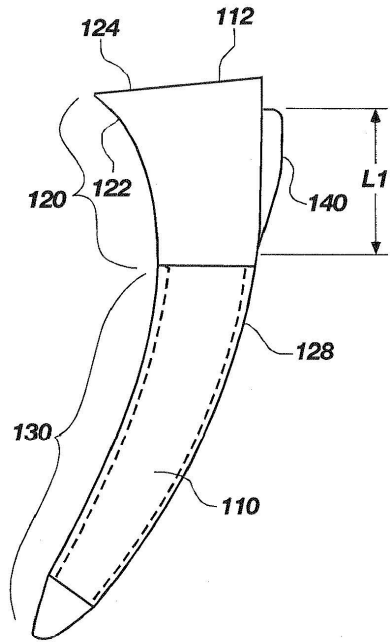


FIG. 11

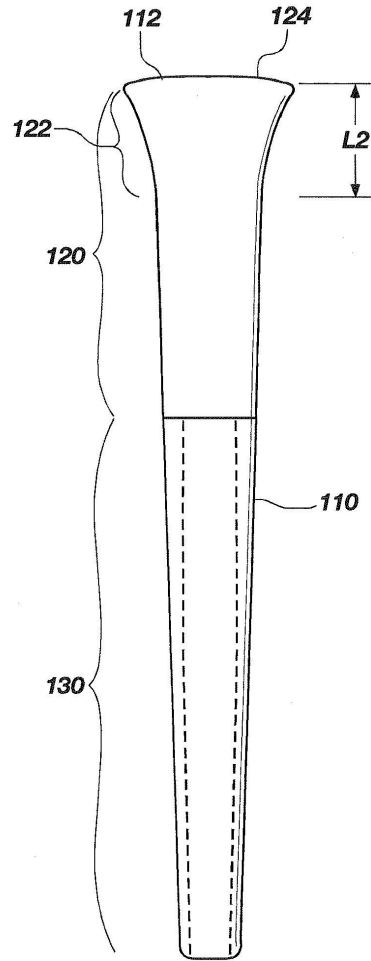


FIG. 12

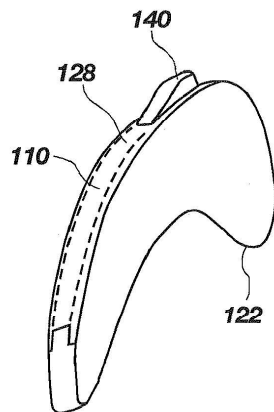


FIG. 13

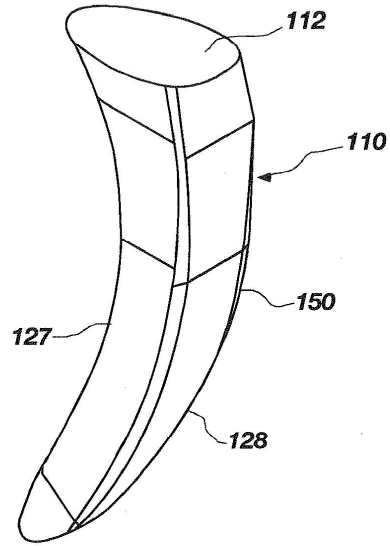


FIG. 14

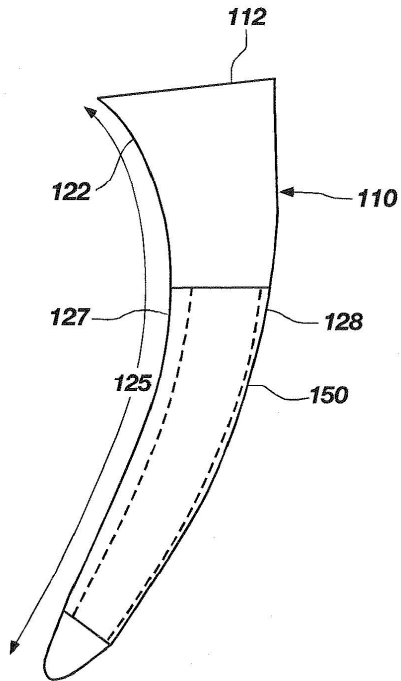


FIG. 15

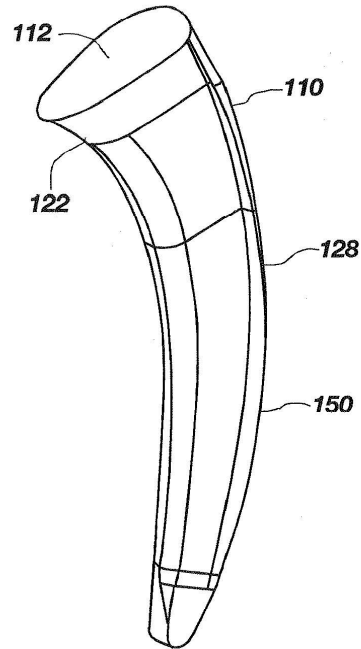


FIG. 16

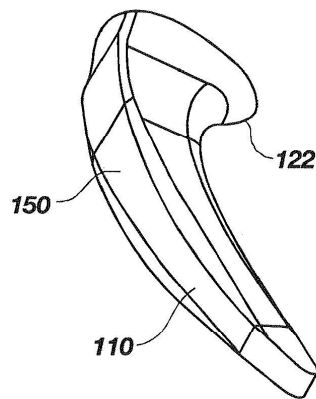


FIG. 17

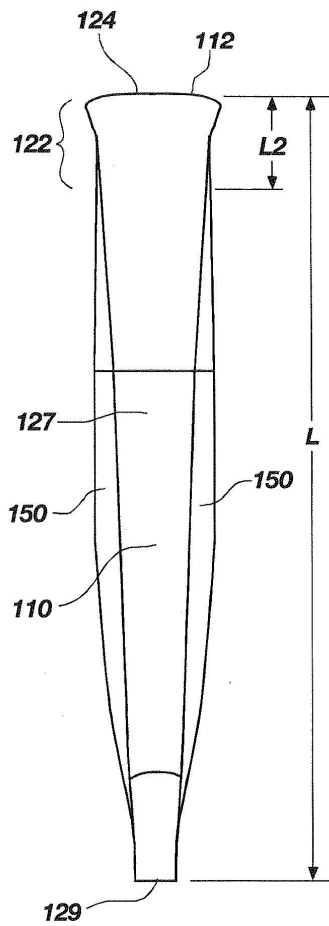


FIG. 18

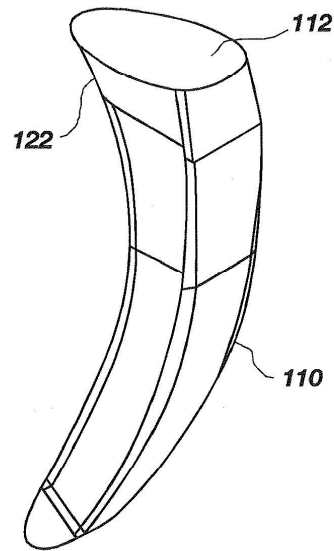
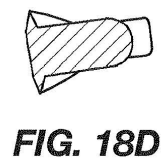
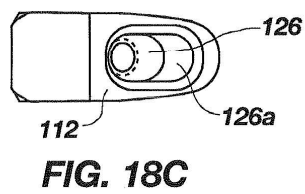
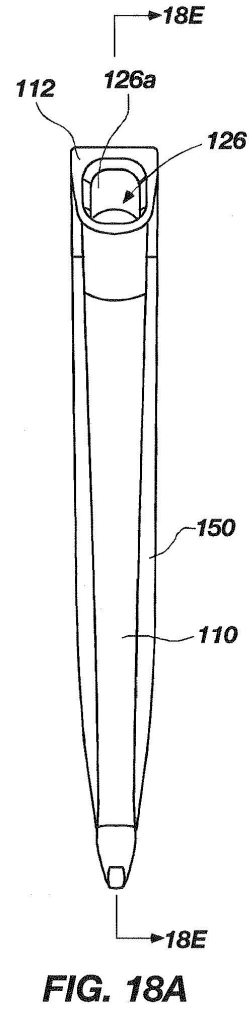
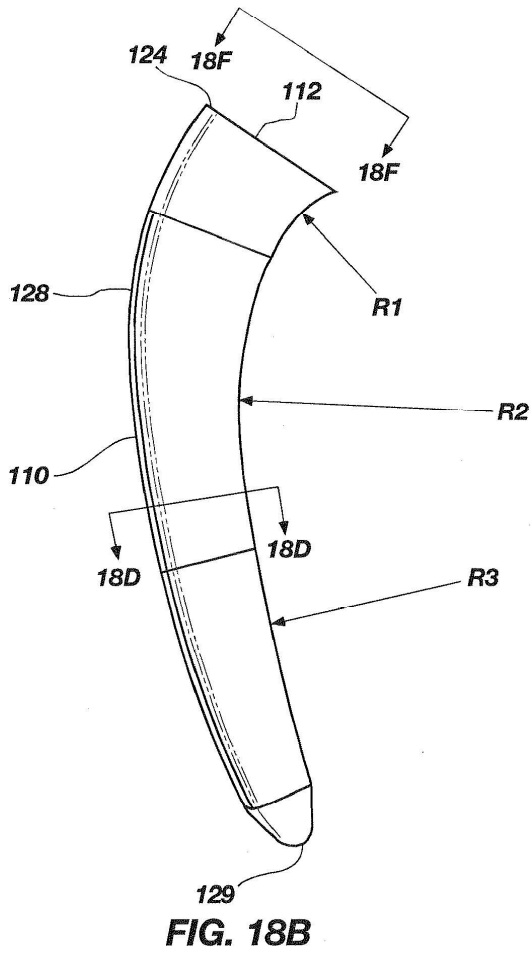


FIG. 19



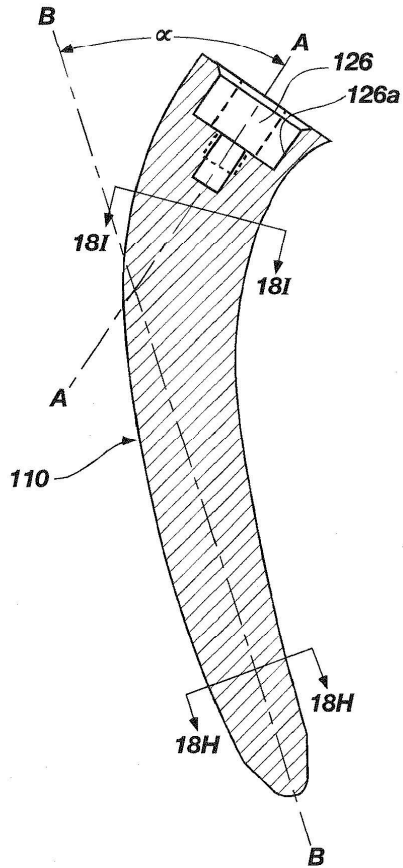


FIG. 18E

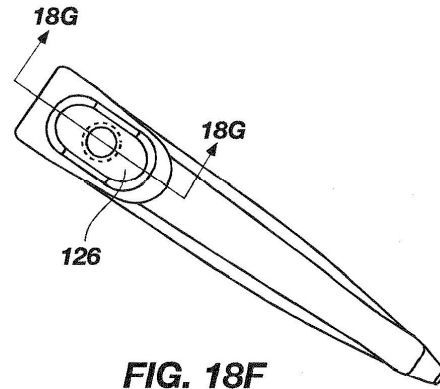


FIG. 18F

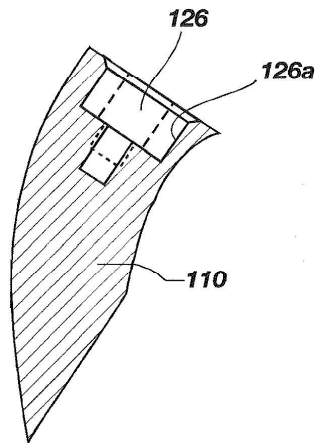


FIG. 18G

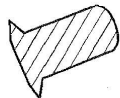


FIG. 18H

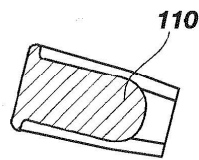
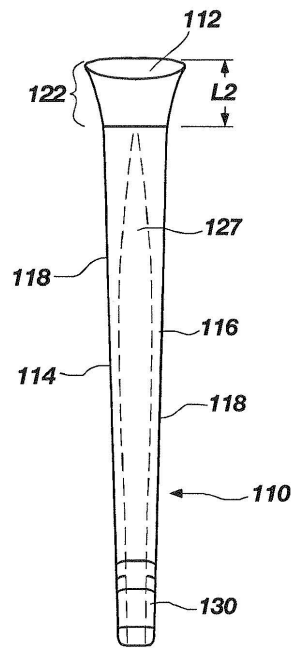
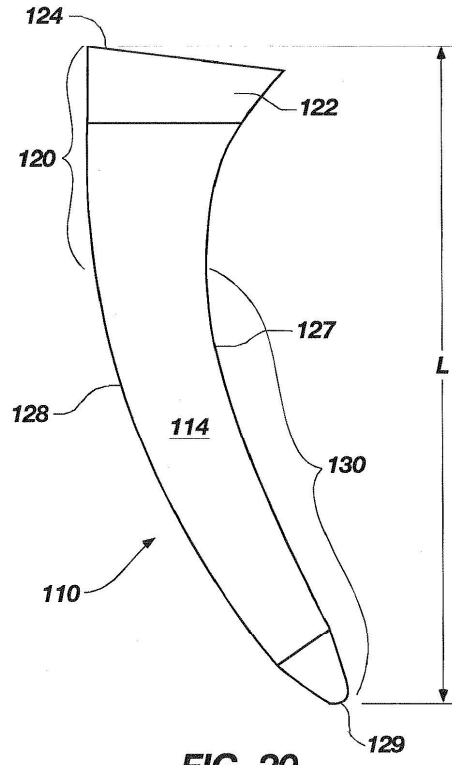


FIG. 18I



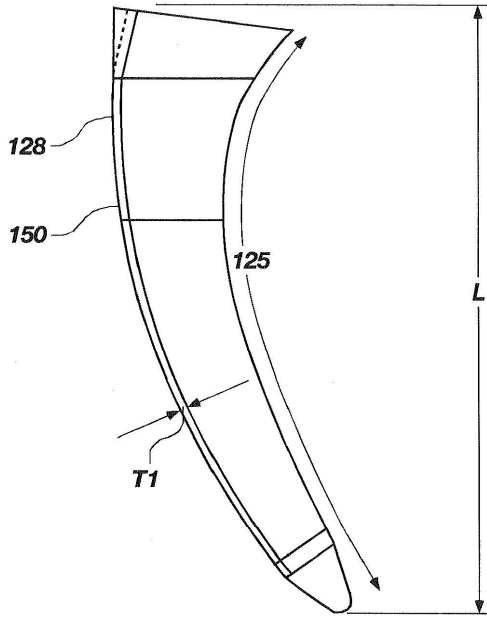


FIG. 22

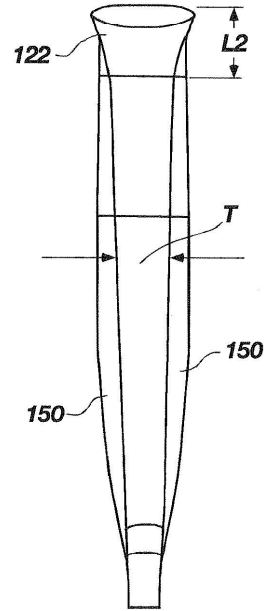


FIG. 23

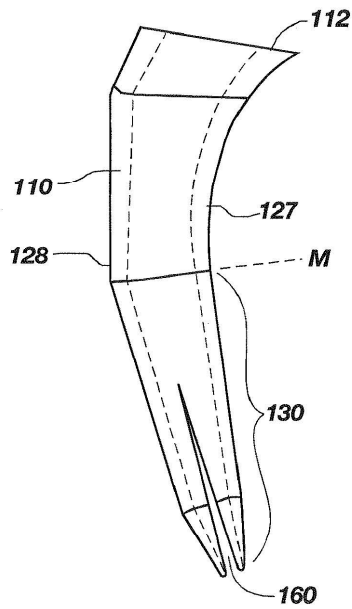


FIG. 24

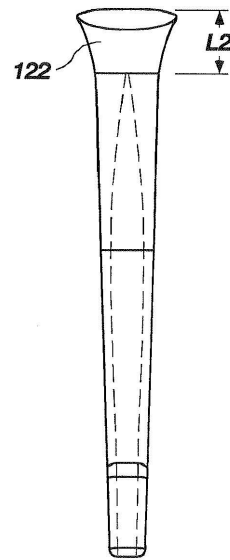


FIG. 25

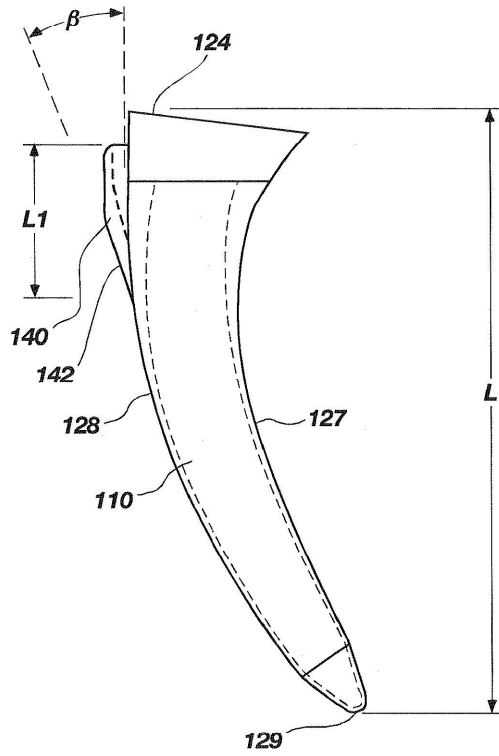


FIG. 26

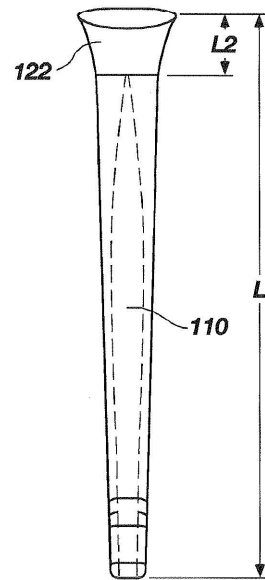


FIG. 27

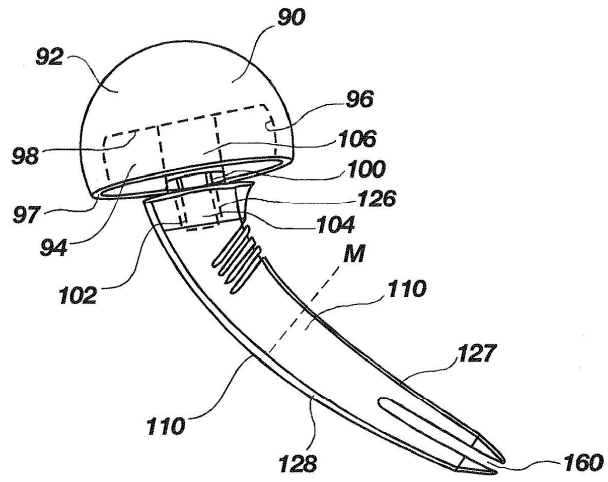


FIG. 28

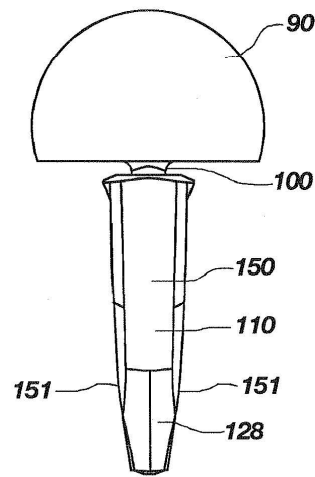


FIG. 29

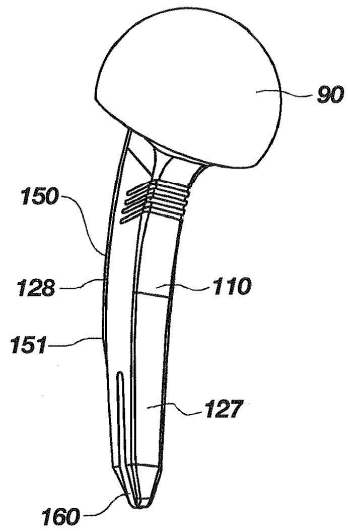


FIG. 30

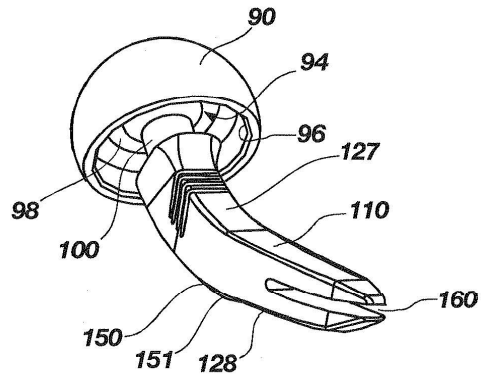


FIG. 31

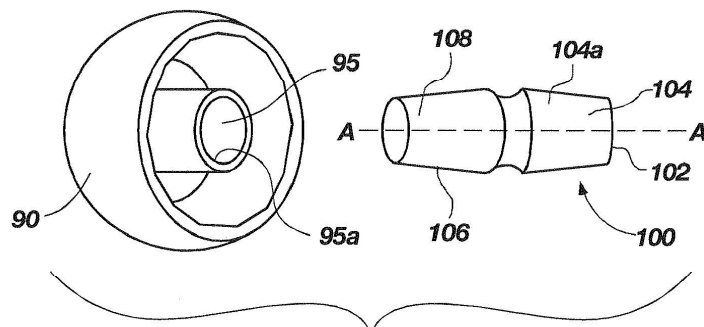


FIG. 32

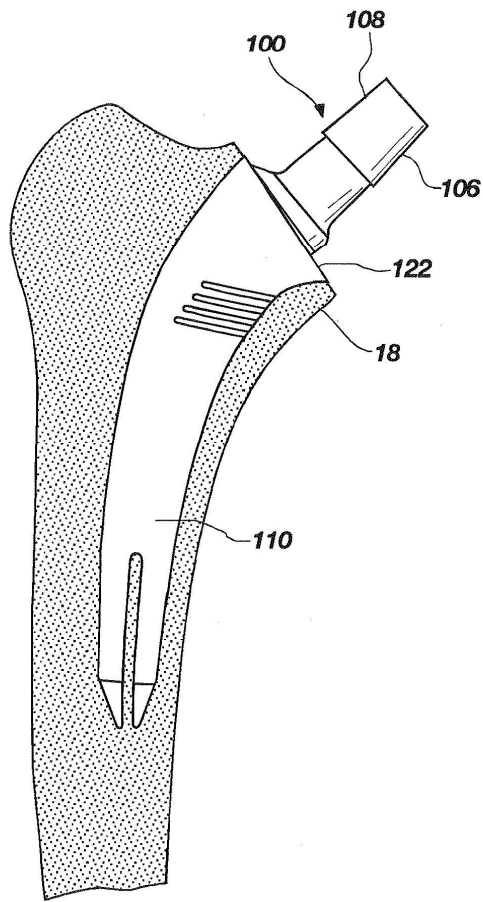


FIG. 33

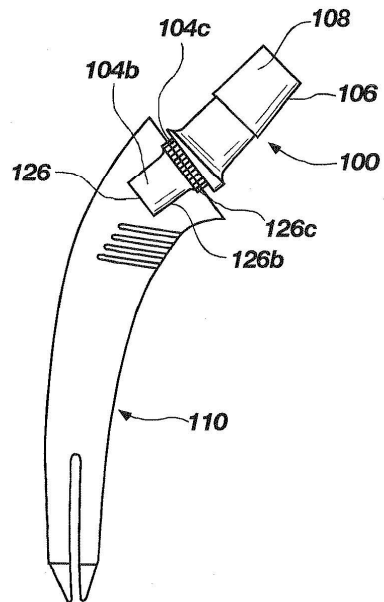


FIG. 33A

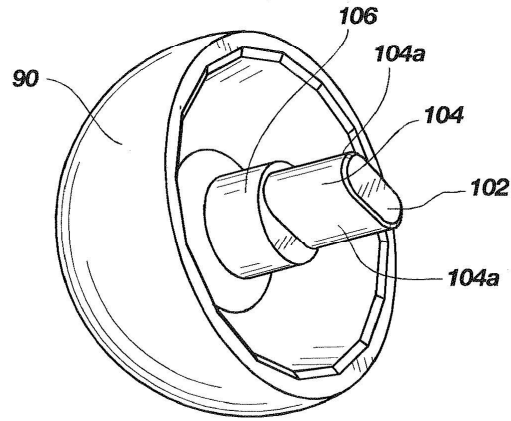


FIG. 34

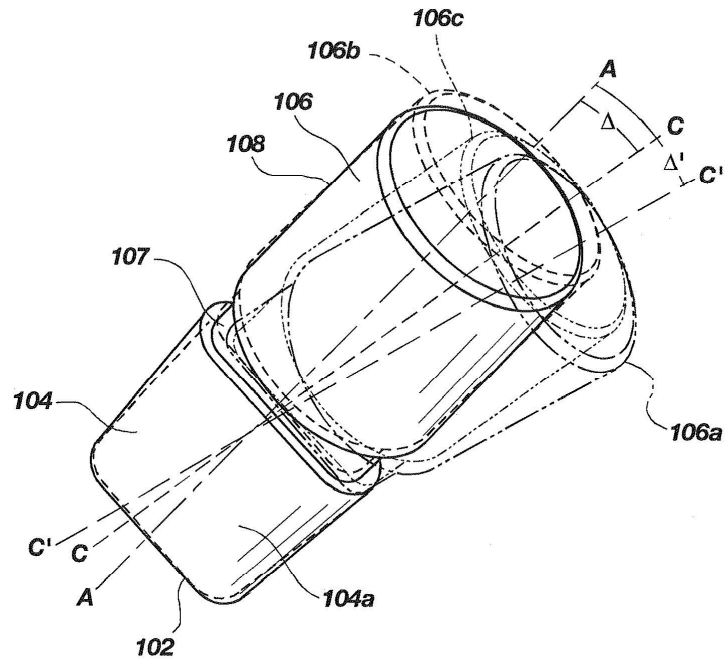


FIG. 35

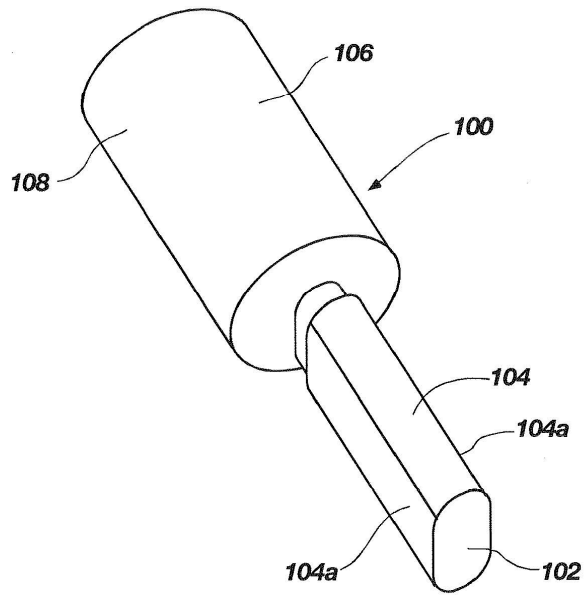


FIG. 36