

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 735 126**

51 Int. Cl.:

A61F 2/36 (2006.01)

A61F 2/46 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.09.2013** **E 16176587 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **24.04.2019** **EP 3106132**

54 Título: **Kit que comprende una pluralidad de prótesis femorales**

30 Prioridad:

28.09.2012 US 201213630333

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

16.12.2019

73 Titular/es:

DEPUY SYNTHES PRODUCTS, LLC (100.0%)
325 Paramount Drive
Raynham, MA 02767-0350, US

72 Inventor/es:

HUFF, DANIEL N;
DELANEY, IAN G y
MATTA, JOEL M

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

ES 2 735 126 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).

DESCRIPCION

Kit que comprende una pluralidad de prótesis femorales

5 Esta invención se refiere de manera general a prótesis femorales y, más específicamente, a características que facilitan la inserción y extracción de prótesis femorales.

10 La artroplastia de cadera puede usarse para restaurar la función de una articulación de cadera lesionada o enferma. Cuando se realizan procedimientos quirúrgicos como la artroplastia de cadera, los médicos generalmente intentan dañar la menor cantidad de tejido posible para minimizar el trauma en el paciente, reduciendo el tiempo y el esfuerzo requeridos para la recuperación del paciente. Para facilitar este objetivo, los avances en la tecnología médica han permitido procedimientos quirúrgicos mínimamente invasivos, en los que se realiza una serie mínimamente necesaria de incisiones y las incisiones son tan pequeñas como sea funcionalmente posible. Por consiguiente, en procedimientos mínimamente invasivos, las aberturas a través de las cuales los médicos realizan 15 los procedimientos son relativamente pequeñas, lo que da como resultado un rango limitado de movimiento y maniobrabilidad para las herramientas y los equipos del procedimiento. Por tanto, los procedimientos mínimamente invasivos proporcionan beneficios, como minimizar el trauma a los pacientes y reducir la recuperación del paciente, así como desafíos, como reducir el espacio de trabajo y el rango de movimiento para los médicos y sus herramientas durante los procedimientos.

20 Para los propósitos de procedimientos quirúrgicos, como la artroplastia de cadera, las posiciones y direcciones relativas a la articulación de la cadera pueden describirse usando las direcciones anatómicas. Por consiguiente, como se usa en la presente, proximal se refiere a la dirección hacia la articulación de la cadera, distal se refiere a la dirección alejada de la articulación de la cadera, anterior se refiere a la dirección hacia la parte frontal del cuerpo, posterior se refiere a la dirección hacia la parte trasera del cuerpo, medial se refiere a la dirección hacia 25 la línea central del cuerpo y lateral se refiere a la dirección alejada de la línea central del cuerpo. Adicionalmente, los aspectos de la articulación de la cadera pueden describirse en relación a los planos anatómicos: el plano transversal, que divide el cuerpo en una parte superior (más cercana a la cabeza) y una parte inferior (más cercana a los pies); el plano sagital, que divide el cuerpo en una parte izquierda y una parte derecha; y el plano coronal, que divide el cuerpo en la parte anterior y la parte posterior.

30 En una artroplastia de cadera total, tanto la "bola" como la "cavidad" de la articulación de la cadera se reemplazan con implantes de dispositivos protésicos para formar una nueva articulación. La bola de la articulación de la cadera se reemplaza a menudo retirando la cabeza femoral del extremo proximal del fémur, insertando una prótesis femoral parcialmente en el canal intramedular del fémur, y acoplando una bola al extremo proximal de la 35 prótesis femoral. La cavidad de la articulación de la cadera se reemplaza a menudo retirando el hueso del acetábulo para crear una abertura con forma de copa e insertando una prótesis de copa acetabular en la abertura con forma de copa. En una artroplastia parcial de cadera, o la bola o la cavidad de la articulación de la cadera pueden reemplazarse con un dispositivo protésico. Si, después de una artroplastia total o parcial de cadera, surge un evento médico posterior que involucra una de las prótesis de implante de cadera, puede requerirse un procedimiento para 40 extraer o retirar el dispositivo protésico implantado para permitir el reemplazo con otra prótesis. La FR2735970 divulga una gama de elementos femorales en los que cada elemento tiene el mismo punto geométrico definido como el punto de contacto del eje diafisario del vástago del elemento femoral con el eje cervical de un estrechamiento de anidamiento para la cabeza de la prótesis. La US 2007/0288096 A1 divulga una prótesis femoral que tiene una 45 cavidad de inserción/extracción que no es paralela a un eje del vástago proximal.

50 La inserción y extracción de un dispositivo protésico femoral del fémur de un paciente requiere generalmente herramientas específicas que se acoplan con el dispositivo protésico femoral y permiten que un médico aplique suficiente fuerza sobre el dispositivo protésico femoral. Como se desea un ajuste apretado entre el dispositivo protésico femoral y el hueso femoral existente, tanto la inserción como la extracción de un dispositivo protésico femoral requieren generalmente la aplicación de una fuerza de impacto significativa al dispositivo protésico femoral. Tal fuerza de impacto se aplica habitualmente a una superficie de impacto en la herramienta. La fuerza de impacto se transfiere a través de la herramienta al dispositivo protésico femoral.

55 Debido a la anatomía de la articulación de la cadera y al rango reducido de maniobrabilidad en las artroplastias de cadera mínimamente invasivas, las herramientas para la inserción y extracción son generalmente curvadas, como en la FIG. 1, para acomodar los ángulos de acceso disponibles y evitar el contacto con y la compresión no deseados de los huesos y tejidos durante los procedimientos. Las formas curvadas de las herramientas, aunque proporcionan algunos beneficios, presentan a su vez desafíos y dificultades adicionales durante la inserción y la retirada de los dispositivos protésicos femorales. 60

65 Como se muestra en la FIG. 1, por ejemplo, debido a que la herramienta 10 está curvada, la fuerza de impacto F_1 aplicada a la superficie de impacto 12 por el médico se desplaza de la localización de transferencia 14 donde la fuerza se aplica al dispositivo protésico femoral a través de la herramienta 10. Un problema que surge como resultado de este desplazamiento 16 es la generación de un momento M sobre la localización de transferencia

14. En otras palabras, la aplicación de la fuerza de impacto F_I en la superficie de impacto 12 genera una tendencia a que la herramienta 10 rote alrededor de la localización de transferencia 14. Por consiguiente, para evitar que la herramienta 10 rote alrededor de la localización de transferencia 14 y mantener la estabilidad de la herramienta 10 durante el procedimiento, el médico debe aplicar una fuerza manual F_M a la herramienta 10 para oponerse a la tendencia del instrumento a rotar provocada por la fuerza de impacto F_I .

A modo de ejemplo, si el desplazamiento 16 entre el eje de la fuerza de impacto F_I y la localización de transferencia 14 es de 50 mm y el médico agarra la herramienta 10 en un desplazamiento de agarre 22 que está a 230,7 mm de la localización de transferencia 14, la rotación La fuerza M generada en la localización de transferencia 14 tiene una magnitud que es aproximadamente el 20% de la magnitud de la fuerza de impacto F_I . Por consiguiente, para oponerse a la fuerza de rotación M, el médico debe aplicar una fuerza manual.

F_M que es aproximadamente el 20% de la magnitud de la fuerza de impacto F_I . Si la fuerza de impacto F_I es, por ejemplo, 2224 N (500 lbf), un médico tiene que aplicar una fuerza manual F_M que es aproximadamente de 445 N (100 lbf) mientras mantiene la posición apropiada de los instrumentos.

Otro problema que surge debido a la fuerza rotacional generada M es que la punta 18 de la herramienta 10 que se acopla al dispositivo protésico femoral en la localización de transferencia 14 puede cortarse, quedando alojada en el dispositivo protésico femoral. Como se ha señalado anteriormente, para contrarrestar la fuerza de rotación M generada por la fuerza de impacto F_I aplicada a la herramienta 10, los médicos deben aplicar una fuerza manual opuesta F_M suficiente. Sin embargo, en lugar de aplicar la fuerza manual F_M para oponerse a la fuerza rotacional M, algunos médicos intentaron intuitivamente eliminar la fuerza rotacional M golpeando el borde de la superficie de impacto 12, aplicando de este modo la fuerza de impacto F_I en un ángulo 20 relativo a la superficie de impacto 12. Aplicando la fuerza de impacto F_I a la herramienta 10 en un ángulo 20, sin embargo, el médico genera un tensión de cizalladura F_S importante sobre la punta 18 de la herramienta 10 que se acopla al dispositivo protésico femoral. La tensión de cizalladura F_S ha dado como resultado el corte de la punta 18 de la herramienta 10, que requiere que se tomen medidas correctoras adicionales durante el procedimiento.

La presente invención proporciona una prótesis femoral que incluye un vástago y una porción de cuello. El vástago incluye una parte de extremo proximal que define un eje del vástago proximal. La parte de cuello está localizada proximalmente de la parte de extremo proximal. La parte del cuello incluye una superficie proximal y una cavidad de inserción/extracción que se extiende distalmente desde la superficie proximal. La cavidad de inserción/extracción está configurada para acoplarse con un instrumento de inserción/extracción. La cavidad de inserción/extracción define un eje de acoplamiento del instrumento de inserción/extracción que, cuando se proyecta en un plano coronal que incluye el eje del vástago proximal, no es paralelo al eje del vástago proximal.

La prótesis femoral proporcionada por la invención puede manipularse durante la inserción o extracción o ambas con mayor eficiencia y menos riesgo de error.

La presente invención proporciona un kit como se define en la reivindicación 1 que comprende una pluralidad de prótesis femorales. Las realizaciones preferidas se definen por las reivindicaciones dependientes.

Los dispositivos proporcionados por la invención pueden usarse en un método para insertar una prótesis femoral que incluye acoplar un instrumento de inserción/extracción a la prótesis femoral, insertar una parte del extremo distal de la prótesis femoral en un fémur, y golpear una parte del extremo proximal de la inserción/Instrumento de extracción. El instrumento incluye un cuerpo que define un eje longitudinal y la prótesis femoral incluye una parte proximal y una parte de vástago que define un eje longitudinal. El acoplamiento del instrumento de inserción/extracción con la prótesis femoral incluye el acoplamiento del instrumento con la parte proximal de la prótesis femoral de tal manera que el eje longitudinal del cuerpo del instrumento no sea paralelo con el eje longitudinal de la parte del vástago de la prótesis femoral.

La invención se describe a continuación a modo de ejemplo con referencia a los dibujos acompañantes, en los que:

La FIG. 1 representa una vista en planta lateral de una herramienta del estado de la técnica usada para transferir una fuerza aplicada a una prótesis femoral durante un procedimiento de artroplastia de cadera.

La FIG. 2 representa una vista en planta lateral de una prótesis femoral para ser usada en el reemplazo de cadera.

La FIG. 3 representa una vista lateral en planta fragmentaria de la prótesis femoral de la FIG. 2, en donde se muestra una parte proximal de la prótesis femoral por claridad.

La FIG. 4 representa una vista en perspectiva superior fragmentaria de la prótesis femoral de la FIG. 2, en donde se muestra una parte proximal de la prótesis femoral por claridad.

La FIG. 5 representa una vista en planta lateral de un instrumento de inserción/extracción que se usa para insertar o extraer la prótesis femoral de la FIG. 2.

La FIG. 6 representa una vista en sección transversal del lado de la prótesis femoral de la FIG. 2, en donde

se muestra una parte proximal de la prótesis femoral por claridad, con una vista parcial en planta lateral fragmentaria del instrumento de inserción/extracción de la FIG. 5, en donde se muestra una parte distal del instrumento de inserción/extracción por claridad.

5 La FIG. 2 muestra una prótesis femoral 100 que incluye un vástago 104, una parte de cuello 108 y un accesorio de cabeza femoral 112. La parte de cuello 108 se extiende proximalmente desde el vástago 104 y el accesorio de cabeza femoral 112 se extiende proximalmente desde la parte de cuello 108. El vástago 104, la parte de cuello 108, y el accesorio de cabeza femoral 112 pueden formarse a partir de una pieza de material, o alternativamente pueden formarse a partir de piezas individuales de material que se acoplan entre sí posteriormente.

10 El vástago 104 incluye una parte del extremo proximal del vástago 116, una parte del extremo distal del vástago 120 y una parte del cuerpo del vástago 124. El vástago 104 está construido de un metal o aleación como, por ejemplo, una aleación de titanio u otro material conocido en la técnica que tenga propiedades similares deseables para la implantación a largo plazo en el fémur. El vástago 104 es sustancialmente recto a lo largo de la parte del cuerpo del vástago 124 desde la parte del extremo proximal del vástago 116 hasta la parte del cuerpo del vástago 124. La parte del extremo proximal del vástago 116 define un eje longitudinal, referida en la presente como un eje del vástago proximal 128, que se extiende axialmente el centro aproximado de la parte del extremo proximal del vástago 116. Cuando la parte del extremo proximal del vástago 116 se proyecta sobre un plano transversal, el eje del vástago proximal 128 se extiende en una dirección sustancialmente perpendicular al plano transversal.

20 La parte de cuerpo del vástago 124 se extiende entre la parte del extremo proximal del vástago 116 y la parte del extremo distal del vástago 120 y tiene una forma generalmente alargada. La parte del cuerpo del vástago 124 incluye opcionalmente un estrechamiento de tal manera que la parte del cuerpo del vástago 124 es más pequeña más cerca de la parte del extremo distal del vástago 120 y más grande más cerca a la parte del extremo proximal del vástago 116. El estrechamiento está dimensionado y configurado para facilitar la inserción de la prótesis femoral 100 en un canal intramedular de un fémur.

25 La parte de cuello 108 se extiende proximalmente desde la parte del extremo proximal del vástago 116 e incluye una parte del extremo proximal del cuello 152, una parte del extremo distal del cuello 156, una parte medial del cuello 160 y una parte lateral del cuello 164. La parte medial del cuello 160 y la parte lateral del cuello 164 se extiende entre la parte del extremo proximal del cuello 152 y la parte del extremo distal del cuello 156 y están dispuestas una opuesta a la otra a lo largo de la parte del cuello 108. La parte lateral del cuello 164 incluye un resalte 176. En particular, la parte del cuello 108 tiene una forma tal que la parte lateral del cuello 164 es más medial en la parte del extremo proximal del cuello 152 que en la parte del extremo distal del cuello 156 que forma el resalte 176.

30 La parte del extremo distal del cuello 156 está localizada adyacente a la parte del extremo proximal del vástago 116 y la parte del extremo proximal del cuello 152 se extiende proximalmente desde la parte del extremo distal del cuello 156. La parte del extremo proximal del cuello 152 incluye una superficie proximal 180 que se extiende a lo largo de por lo menos una parte de la parte del extremo proximal del cuello 152 y la parte lateral de cuello 164. La superficie proximal 180 está orientada de tal manera que se orienta sustancialmente proximalmente alejada del vástago 104 y la parte de cuello 108. Adicionalmente, cuando la parte del extremo proximal del cuello 152 se ve en un plano transversal, la superficie proximal 180 es sustancialmente paralela al plano transversal.

35 La parte del extremo proximal del cuello 152 también incluye una cavidad de inserción/extracción 184 que se extiende distalmente hacia la superficie proximal 180 como se muestra en la FIG. 3. La cavidad de inserción/extracción 184 incluye un eje de la cavidad de inserción/extracción 200. La cavidad de inserción/extracción 184 se extiende distalmente hacia la superficie proximal 180 en un ángulo A que no es ortogonal a la superficie proximal 180. En particular, como se describe con más detalle a continuación, a medida que la cavidad de inserción/extracción 184 se extiende distalmente, también se extiende lateralmente.

40 Con referencia a la FIG. 3 y la FIG. 4, se describen con más detalle la parte del extremo proximal del cuello 152 y la cavidad de inserción/extracción 184. Como se muestra, la cavidad de inserción/extracción 184 incluye una parte de recepción del instrumento 188, una parte enchavetada de la prótesis 192, y una parte roscada de la prótesis 196. La parte de recepción del instrumento 188 está localizada directamente distalmente a la superficie proximal 180 y está abierta a la superficie proximal 180. La parte de recepción del instrumento 188 tiene una profundidad de la parte de recepción del instrumento 204 (mostrada en la FIG. 3) definida en relación con la superficie proximal 180. La parte de recepción del instrumento 188 también está en comunicación abierta con tanto la parte enchavetada de la prótesis 192 como con la parte roscada de la prótesis 196. Alternativamente, la parte de recepción del instrumento 188 no necesita estar en comunicación abierta con la parte enchavetada de la prótesis 192.

45 La parte enchavetada de la prótesis 192 también está localizada directamente distalmente a la superficie proximal 180 y está abierta a la superficie proximal 180. La parte enchavetada de la prótesis 192 tiene una profundidad de la parte enchavetada de la prótesis 208 (mostrada en la FIG. 3) definida en relación con la superficie proximal 180, y la profundidad de la parte enchavetada de la prótesis 208 es menos profunda que la profundidad de

la parte de recepción del instrumento 204. La parte enchavetada de la prótesis 192 está desplazada lateralmente de la parte de recepción del instrumento 188.

5 La parte roscada de la prótesis 196 se extiende distalmente desde la parte de recepción del instrumento 188. La parte roscada de la prótesis 196 (mostrada en la FIG. 3) se define por una pared 216. La parte roscada de la prótesis 196 incluye roscas (no mostradas) que se extienden dentro de la pared 216.

10 El eje de la cavidad de inserción/extracción 200 se extiende axialmente a través del centro de la parte de recepción del instrumento 188 y la parte roscada de la prótesis 196 (mostrada en la FIG. 3) de la cavidad de inserción/extracción 184. Alternativamente, el eje de la cavidad de inserción/extracción 200 no necesita extenderse a través del centro de la parte de recepción del instrumento 188. Cuando el eje de la cavidad de inserción/extracción 200 y el eje del vástago proximal 128 se proyectan sobre un plano coronal, el eje de la cavidad de inserción/extracción 200 no está orientado en una dirección que es sustancialmente paralela al eje del vástago proximal 128, sino que se extiende en el ángulo A con respecto al eje del vástago proximal 128. En particular, el eje de la cavidad de inserción/extracción 200 se extiende en el ángulo A proximal y medialmente al eje del vástago proximal 128. Opcionalmente, el ángulo A está en el intervalo de aproximadamente 1 a 45°. Por ejemplo, el ángulo A podría ser de 12° con respecto al eje del vástago proximal 128.

20 Opcionalmente, la cavidad de inserción/extracción 184 está orientada en una dirección que es aproximadamente paralela al resalte 176. Como se ha indicado anteriormente, el resalte 176 se forma debido a que la parte lateral 164 del cuello se extiende más medialmente en la parte 152 del extremo proximal del cuello que en la parte del extremo distal del cuello 156 (que se muestra en FIG. 2). En otras palabras, el resalte 176 se extiende lateralmente cuando se extiende distalmente con respecto a la superficie proximal 180. Por consiguiente, cuando el vástago 104 y la parte de cuello 108 (mostrada en la FIG. 2) en el plano coronal, el resalte 176 no está orientado en una dirección que es sustancialmente paralela al eje 128 del vástago proximal, sino que se extiende en un ángulo A con respecto al eje 128 del vástago proximal.

30 Se proporciona un kit que incluye una pluralidad de prótesis femorales de diferentes tamaños y formas que permiten al médico seleccionar la prótesis que mejor se ajuste del kit para insertarla en el fémur de un paciente particular. La prótesis que mejor se ajusta está determinada, entre otras consideraciones, por la morfología y la topografía del fémur del paciente. Por consiguiente, para proporcionar un intervalo útil de ajustes, cada prótesis femoral en el kit tiene un resalte 176 orientado en un ángulo A con respecto al eje del vástago proximal 128 que es diferente al ángulo de cada una de las otras prótesis femorales en el kit. En esta disposición, el ángulo de la cavidad de inserción/extracción 184 con respecto al eje del vástago proximal 128 de cada una de las prótesis femorales en el kit es aproximadamente igual al ángulo del resalte 176 con respecto al eje del vástago proximal 128 de la prótesis femoral más pequeña en el kit. En esta disposición, el ángulo del resalte 176 con respecto al eje del vástago proximal 128 de la prótesis femoral más pequeña en el kit es de aproximadamente 12°. Una ventaja de esta disposición es que el médico tiene la misma sensación, y ejerce las mismas fuerzas en las mismas direcciones, mientras inserta cualquiera de las prótesis femorales en el fémur del paciente (como se describe a continuación), porque la cavidad de inserción/extracción 184 está orientada en el mismo ángulo independientemente del tamaño o la forma de la prótesis particular. Alternativamente, el ángulo de la cavidad de inserción de inserción/extracción 184 con respecto al eje del vástago proximal 128 de cada una de las prótesis femorales en el kit es aproximadamente igual al ángulo del resalte 176 de esa prótesis femoral con respecto al eje del vástago proximal 128.

45 Volviendo a la FIG. 2, el accesorio de cabeza femoral 112 se extiende proximalmente desde la parte del extremo proximal del cuello 152 e incluye una superficie de acoplamiento 228 que se extiende alrededor del accesorio de cabeza femoral 112 y se ahúsa hacia dentro de tal manera que el accesorio de cabeza femoral 112 está configurado para coincidir para un ajuste por fricción con un estrechamiento complementario de una parte de bola (no mostrada). Tomadas en conjunto, la prótesis femoral 100 y la parte de bola completan un implante femoral que se usa para reemplazar la cabeza femoral de un paciente durante la artroplastia de cadera.

55 La FIG. 5 muestra un instrumento 300 que está configurado para permitir la inserción de la prótesis femoral 100 que se ha descrito anteriormente y se muestra en la FIG. 2 en el fémur de un paciente durante la artroplastia de cadera. El instrumento 300 también está configurado para permitir la extracción de la prótesis femoral 100 del fémur de un paciente durante la artroplastia de cadera. El instrumento 300 incluye un cuerpo o carcasa del instrumento 312 y un eje 316. La carcasa 312 define un eje de la carcasa 320 e incluye una parte de extremo de impacto de la carcasa 324, una parte de extremo de acoplamiento de la carcasa 328, una abertura longitudinal 332, y una parte enchavetada del instrumento 336. El eje de la carcasa 320 se extiende axialmente a través del centro de la carcasa 312 a través de la parte del extremo de impacto de la carcasa 324 y la parte del extremo de acoplamiento de la carcasa 328 y, en esta disposición, coincide con un eje de impacto 308. El eje de impacto 308 es el eje a lo largo del que se transfiere la fuerza a una prótesis femoral, como la prótesis femoral 100. Alternativamente, el eje de la carcasa 320 no es necesario que coincida con el eje de impacto 308.

65 La parte del extremo de impacto de la carcasa 324 está dispuesta opuesta a la parte del extremo de acoplamiento de la carcasa 328. La abertura longitudinal 332 se extiende a través de la carcasa 312 a lo largo del

eje de la carcasa 320 desde la parte del extremo de impacto de la carcasa 324 hasta la parte del extremo de acoplamiento de la carcasa 328. La parte enchavetada del instrumento 336 está localizada en el extremo distal de la parte del extremo de acoplamiento de la carcasa 328.

5 El eje 316 define una línea central del eje 340 e incluye una parte del extremo de impacto del eje 344, y una parte del extremo de acoplamiento del eje 348, que incluye una parte roscada del instrumento 352. La línea central del eje 340 se extiende axialmente a través del centro del eje 316 a través de la parte del extremo de impacto del eje 344 y la parte del extremo de acoplamiento del eje 348. El eje 316 está dimensionado y configurado para ser recibido y retenido rotativamente dentro de la abertura longitudinal 332 de la carcasa 312 de tal manera que la línea central del eje 340 coincide con el eje de la carcasa 320. En esta disposición, la línea central del eje 340 también coincide, en consecuencia, con el eje de impacto 308. Sin embargo, en otra disposición, la línea central del eje 340 no es necesario que coincida con el eje de impacto 308. Cuando el eje 316 se recibe dentro de la carcasa 312, la parte del extremo de impacto del eje 344 es adyacente a la parte del extremo de impacto de la carcasa 324, la parte del extremo de acoplamiento del eje 348 es adyacente a la parte del extremo de acoplamiento de la carcasa 328, y el eje 316 es rotatorio con respecto a la carcasa 312.

10 La parte del extremo de impacto del eje 344 incluye un mando 354 que tiene una superficie de impacto 356. El mando 354 de la parte del extremo de impacto del eje 344 se extiende hacia afuera de la parte del extremo de impacto de la carcasa 324 de tal manera que el mando 354 sobresale más allá de la parte del extremo de impacto de la carcasa 324. El mando 354 está conectado operativamente a la parte del extremo de impacto del eje 344 y está configurado para ser agarrado. El eje 316 puede rotarse con respecto a la carcasa 312 rotando el mando 354 donde sobresale más allá de la parte del extremo de impacto de la carcasa 324. La superficie de impacto 356 está dispuesta proximalmente en el mando 354 de tal manera que se alinea con y es sustancialmente ortogonal a la línea central del eje 340. Por consiguiente, un impacto aplicado a la superficie de impacto 356 se transfiere a través del eje 316 a lo largo de la línea central del eje 340.

15 La parte roscada del instrumento 352 sobresale de la parte del extremo de acoplamiento de la carcasa 328, de tal manera que las roscas 360 de la parte roscada del instrumento 352 están expuestas. La parte roscada del instrumento 352 está alineada sustancialmente con la línea central del eje 340. Como se ha mencionado anteriormente, el eje 316 está configurado de tal manera que, cuando el mando 354 en la parte del extremo de impacto del eje 344 se rota, la parte del extremo de acoplamiento del eje 348 también se rota, rotando de este modo la parte roscada del instrumento 352 con respecto a la parte del extremo de acoplamiento de la carcasa 328.

20 Como se muestra en la FIG. 6, el instrumento 300 está dispuesto y configurado de tal manera que la parte del extremo de acoplamiento de la carcasa 328 y la parte del extremo de acoplamiento del eje 348 se acoplan con la cavidad de inserción/extracción 184 de la prótesis femoral 100 para facilitar la inserción de la prótesis femoral 100 en el fémur del paciente y la extracción la prótesis femoral 100 del fémur de un paciente durante la artroplastia de cadera. En particular, la parte enchavetada de la prótesis 192 está configurada para acoplarse con la parte enchavetada del instrumento 336, y la parte roscada de la prótesis 196 está configurada para acoplarse con la parte roscada del instrumento 352.

25 En funcionamiento, para usar el instrumento 300 para facilitar la inserción de la prótesis femoral en el fémur de un paciente, la parte roscada del instrumento 352 se inserta primero en la parte de recepción del instrumento 188 para alinear generalmente el instrumento 300 con la cavidad de inserción/extracción 184. Una vez que la parte roscada se ha recibido dentro de la parte de recepción del instrumento 188, la parte enchavetada del instrumento 336 se inserta en la parte enchavetada de la prótesis 192 para mantener la alineación del instrumento 300 con la prótesis femoral 100.

30 Luego, la parte roscada del instrumento 352 se rota con respecto a la carcasa 312 rotando el mando 354 en la parte del extremo de impacto del eje 344 (mostrado en la FIG. 5). Debido a que la parte enchavetada del instrumento 336 coincide con la parte enchavetada de la prótesis 192, se evita que la carcasa 312 rote con respecto a la prótesis femoral 100. Por consiguiente, cuando la parte roscada del instrumento 352 se rota con respecto a la carcasa 312, la parte roscada del instrumento 352 también se rota con respecto a la prótesis femoral 100. Por tanto, la parte roscada del instrumento 352 se extiende y se acopla de manera roscada con la parte roscada de la prótesis 196 en la cavidad de inserción/extracción 184. En esta disposición, el acoplamiento de la parte roscada del instrumento 352 con la parte roscada de la prótesis 196 acopla el instrumento 300 con la prótesis femoral 100 de tal manera que se restringe el movimiento del instrumento 300 lejos de la prótesis femoral 100. En otra disposición, no se necesita usar las partes roscadas para acoplar el instrumento 300 con la prótesis femoral 100, sino que el instrumento 300 se acopla con la prótesis femoral 100 de otra manera que restrinja el movimiento del instrumento 300 lejos de la prótesis femoral 100. Por ejemplo, se usa un collar o un cierre de bayoneta para acoplar el instrumento 300 con la prótesis femoral 100 de tal manera que se restrinja el movimiento del instrumento 300 lejos de la prótesis femoral 100.

35 Una vez que la parte roscada del instrumento 352 se ha acoplado completamente con la parte roscada de la prótesis 196, el eje de impacto 308 coincide sustancialmente con el eje de la cavidad de inserción/extracción 200.

Por consiguiente, debido a que el eje de la cavidad de inserción/extracción 200 no está orientado en una dirección que es sustancialmente paralela al eje del vástago proximal 128, sino que se extiende en un ángulo A con respecto al eje del vástago proximal 128, el eje de impacto 308 tampoco es paralelo al eje del vástago proximal 128. Una ventaja de orientar el eje de impacto 308 en un ángulo A con respecto al eje del vástago proximal 128 es que el médico puede evitar interferencias innecesarias con el sistema musculoesquelético del paciente en la articulación de la cadera. Como el eje de impacto 308 está orientado en un ángulo A, el médico no necesita tener una línea ortogonal de acceso con respecto a la prótesis femoral 100 para insertar o extraer la prótesis femoral. La combinación más eficaz de apalancamiento y acceso se logra orientando el eje de impacto 308 en un ángulo A que está en un intervalo de aproximadamente un grado hasta aproximadamente 45° con respecto al eje del vástago proximal 128.

Luego se aplica un impacto al instrumento 300 y se transfiere a través del instrumento 300 a la prótesis femoral 100 unida. Más específicamente, cuando se aplica una fuerza de impacto a la superficie de impacto 356 (mostrado en la FIG. 5), la fuerza de impacto se transfiere a través de la superficie de impacto 356, el mando 354, el eje 316 y la parte roscada 352, sucesivamente, a la prótesis femoral 100, facilitando de este modo la inserción de la prótesis femoral 100 en el fémur del paciente. Como el eje de impacto 308 coincide con el eje de la cavidad de inserción/extracción 200, la fuerza de impacto se transfiere completa y directamente a la prótesis femoral 100 sin generar un momento alrededor de la parte roscada del instrumento 352 o aplicando una tensión de cizalladura a la parte roscada del instrumento 352. Por consiguiente, el uso del instrumento 300 en combinación con la prótesis femoral 100 durante la artroplastia de cadera facilita la inserción de la prótesis femoral 100 en el fémur del paciente con más eficacia y menos riesgo de error.

Opcionalmente, la carcasa 312 incluye roscas internas (no mostradas) de tal manera que cuando la parte roscada del instrumento 352 se rota con respecto a la carcasa 312, el eje 316 se desplaza axialmente dentro de la carcasa 312. Por consiguiente, aumentar el acoplamiento de la parte roscada del instrumento 352 con la parte roscada de la prótesis 196 hace que el eje 316 se desplace distalmente dentro de la carcasa 312. El movimiento distal del eje 316 dentro de la carcasa 312 está limitado por el contacto del mando 354 en la parte del extremo de impacto del eje 344 (mostrado en la FIG. 5) con una superficie proximal de la carcasa 364 en la parte del extremo de impacto de la carcasa 324. En esta disposición, una fuerza de impacto aplicada a la superficie de impacto 356 se transfiere a la prótesis femoral 100 a través de la carcasa 312 además del eje 316.

Adicionalmente, la parte enchavetada del instrumento 336 está configurada para contactar con la parte enchavetada de la prótesis 192 para facilitar la transferencia de la fuerza de impacto a la prótesis femoral 100 a través de la carcasa 312. Específicamente, una superficie de la parte enchavetada del instrumento 338 está configurada para contactar y descansar plana en una superficie de la parte enchavetada de la prótesis 194. La superficie de la parte enchavetada de la prótesis 194 está dispuesta sustancialmente ortogonalmente con respecto al eje de la cavidad de inserción/extracción 200. Cuando se aplica una fuerza de impacto a la superficie de impacto 356 (mostrada en la FIG. 5), la fuerza de impacto se transfiere a través de la superficie de impacto 356, el mando 354, la superficie proximal de la carcasa 364, la parte enchavetada del instrumento 336 y, en última instancia, la superficie de la parte enchavetada del instrumento 338, sucesivamente. La disposición de la superficie de la parte enchavetada de la prótesis 194 con respecto al eje de la cavidad de inserción/extracción 200 (y, por lo tanto, con respecto al eje de impacto 308) hace que la fuerza de impacto se transmita a través de la parte enchavetada del instrumento 336 a la prótesis femoral 100 en una dirección a lo largo la parte enchavetada del instrumento 336, de tal manera que ni la parte roscada del instrumento 352 ni la parte enchavetada del instrumento 336 experimentan ninguna tensión de cizalladura. La transferencia de la fuerza de impacto a la prótesis femoral 100, facilita de este modo aún más la inserción de la prótesis femoral 100 en el fémur del paciente con más eficacia y menos riesgo de error.

En disposiciones en las que el instrumento 300 se usa solo para la inserción, a través de los procesos descritos anteriormente, las partes roscadas 196 y 352 pueden omitirse. En una disposición en la que el instrumento 300 no incluye las partes roscadas 196 y 352, la parte del extremo de acoplamiento del eje 348 se usa únicamente para la alineación y la única área de contacto entre el instrumento 300 y la prótesis femoral 100 es donde la superficie de la parte enchavetada del instrumento 338 contacta con la superficie de la parte enchavetada de la prótesis 194. Dicho de otra manera, el impacto se transfiere a la prótesis femoral 100 solo a través de la carcasa 312 del instrumento 300.

En las disposiciones en las que se incluyen las partes roscadas 196 y 352, el instrumento 300 puede usarse para extraer, además de insertar, la prótesis femoral 100. Específicamente, las partes roscadas 196 y 352 de la prótesis y el instrumento, respectivamente, permiten el uso de la prótesis 100 y el instrumento 300 para la extracción desde el fémur además de la inserción en el fémur. El proceso por el cual se usa el instrumento 300 para la inserción de la prótesis 100 se ha descrito anteriormente. El proceso por el que el instrumento 300 se usa para la extracción de la prótesis 100 difiere del proceso de inserción en que las partes roscadas 196 y 352 se acoplan entre sí, de tal manera que la aplicación de fuerza al instrumento 300 en una dirección alejada de la prótesis 100 tirará de la prótesis 100 lejos del fémur, extrayendo de esta manera la prótesis 100 del canal intramedular.

A modo de ejemplo, el instrumento 300 puede incluir características que permiten que la fuerza de impacto

5 se aplique en la dirección opuesta con respecto al impacto de inserción. En particular, el instrumento 300 está configurado de tal manera que el mando 354 se alinea con y es sustancialmente ortogonal a la línea central del eje 340, de tal manera que un impacto aplicado en la parte inferior del mando 354 se transfiere a través del eje 316 a lo largo de la línea central del eje 340. Alternativamente, la carcasa 312 incluye una brida (no mostrada) que se extiende hacia afuera desde el eje de la carcasa 320 en la parte del extremo de impacto del eje 344 y está configurada para recibir un impacto aplicado en una dirección alejada de la parte del extremo de acoplamiento del eje 348. De esta manera, el instrumento 300 todavía se usa con la prótesis femoral 100 pero, debido a que el impacto se aplica en la dirección opuesta, el instrumento 300 facilita la extracción de, en lugar de la inserción de, la prótesis femoral 100. Por consiguiente, usar el instrumento 300 en combinación con la prótesis femoral 100 durante la artroplastia de cadera facilita la extracción de la prótesis femoral 100 del fémur del paciente más eficacia y menos riesgo de error

10
15 En consecuencia, aunque el instrumento 300 en la FIG. 5 está configurado tanto para insertar como para extraer una prótesis femoral 100, pueden usarse instrumentos separados para insertar una prótesis femoral 100 y para extraer una prótesis femoral 100.

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

- 5 **1.** Un kit que comprende una pluralidad de prótesis femorales (100) de diferentes tamaños y formas, cada prótesis femoral comprendiendo:
- 10 un vástago (104) que incluye una parte de extremo proximal (116) que define un eje del vástago proximal (128),
una parte de cuello (108) localizada proximalmente de la parte de extremo proximal y que incluye una parte de extremo proximal del cuello (152), una parte de extremo distal del cuello (156), una parte medial del cuello (160) y una parte lateral del cuello (164), la parte lateral del cuello incluyendo un resalte (176) formado debido a la parte lateral del cuello (164) que se extiende más medialmente en la parte de extremo proximal del cuello (152) que en la parte de extremo distal del cuello (156), de tal manera que el resalte (176) está orientado en un ángulo con respecto al eje del vástago proximal, que, cuando se proyecta sobre un plano coronal que incluye el eje del vástago proximal, no es paralelo al eje del vástago proximal,
15 en el que la parte del cuello comprende una cavidad de inserción/extracción (184) que se extiende distalmente desde una superficie proximal (180) de la parte del cuello y está configurada para acoplarse con un instrumento de inserción/extracción (300), la cavidad definiendo un eje de la cavidad de inserción/extracción (200) que, cuando se proyecta sobre el plano coronal que incluye el eje del vástago proximal, no es paralelo al eje del vástago proximal, y en el que
20 el resalte de cada prótesis femoral en el kit está orientado en un ángulo con respecto al eje del vástago proximal que es diferente del ángulo de cada una de las otras prótesis femorales en el kit.
- 25 **2.** El kit de la reivindicación 1, en el que el ángulo de la cavidad de inserción/extracción (184) con respecto al eje del vástago proximal (128) de cada una de las prótesis femorales en el kit es aproximadamente igual al ángulo del resalte de la prótesis femoral más pequeña en el kit.
- 30 **3.** El kit de acuerdo con la reivindicación 2, en el que el ángulo del resalte con respecto al eje del vástago proximal (128) de la prótesis femoral más pequeña en el kit es de aproximadamente 12°.
- 35 **4.** El kit de la reivindicación 1, en el que el ángulo de la cavidad de inserción/extracción (184) con respecto al eje del vástago proximal (128) de cada una de las prótesis femorales en el kit es aproximadamente igual al ángulo del resalte de esa prótesis femoral con respecto al eje del vástago proximal.
- 40 **5.** El kit de cualquier reivindicación anterior, en el que la cavidad de inserción/extracción (184) comprende una parte enchavetada (192) configurada para coincidir con una parte enchavetada (336) del instrumento de inserción/extracción.
- 45 **6.** El kit de la reivindicación 5, en el que la parte enchavetada (192) incluye una superficie de la parte enchavetada dispuesta sustancialmente ortogonalmente con respecto al eje de la cavidad de inserción/extracción (34).
- 50 **7.** El kit de la reivindicación 5, en el que la cavidad de inserción/extracción (184) incluye una parte roscada (192) configurada para recibir una parte roscada (352) del instrumento de inserción/extracción (300).
- 55 **8.** El kit de la reivindicación 1, en el que el vástago (104) es sustancialmente recto.
- 60 **9.** El kit de cualquier reivindicación anterior, en el que la superficie proximal (180) de la parte del cuello (108) en la que se proporciona la cavidad de inserción/extracción (184) se extiende paralela a un plano transversal que es perpendicular al eje del vástago proximal (128).
- 65

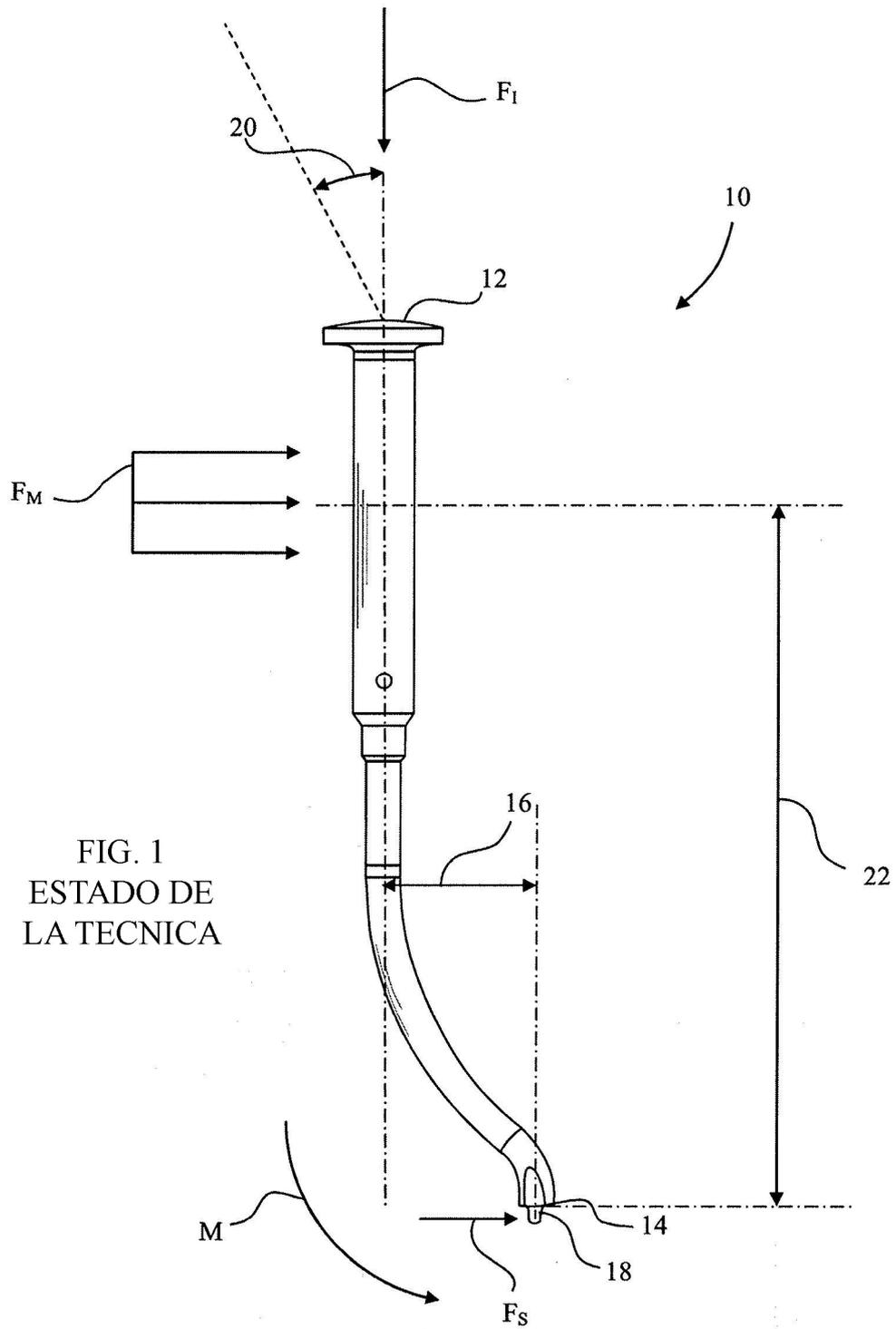


FIG. 1
ESTADO DE
LA TECNICA

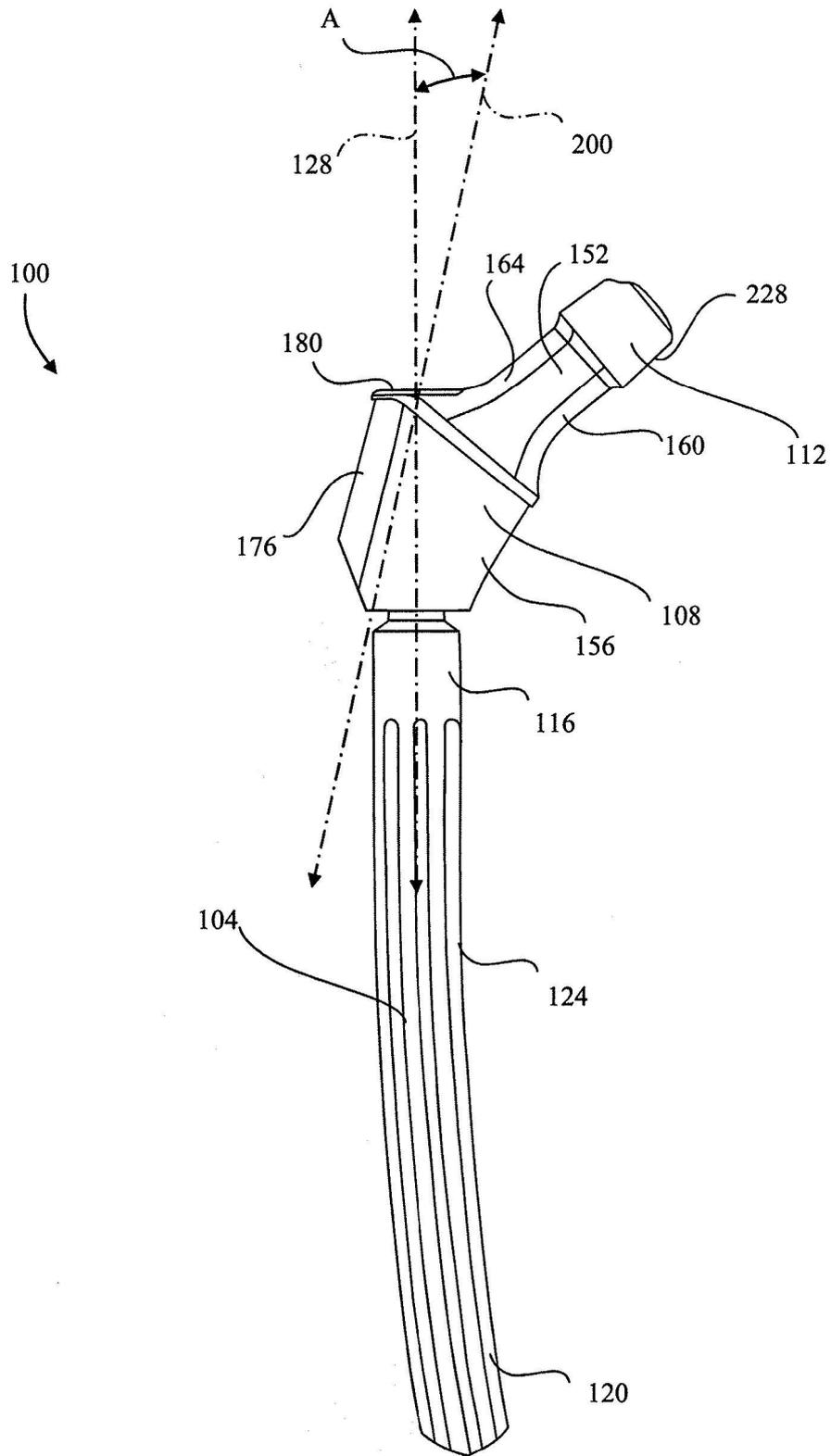


FIG. 2

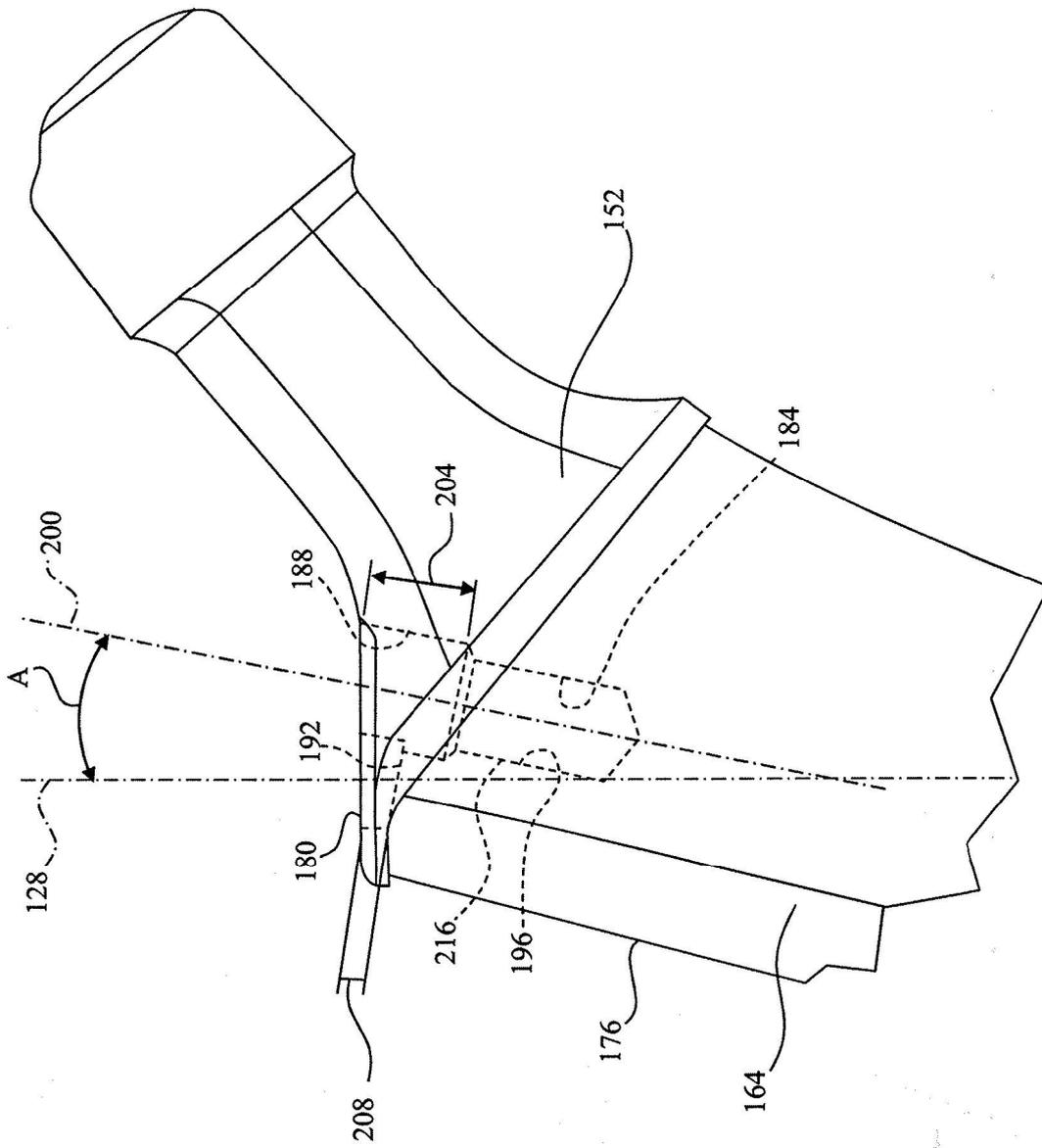


FIG. 3

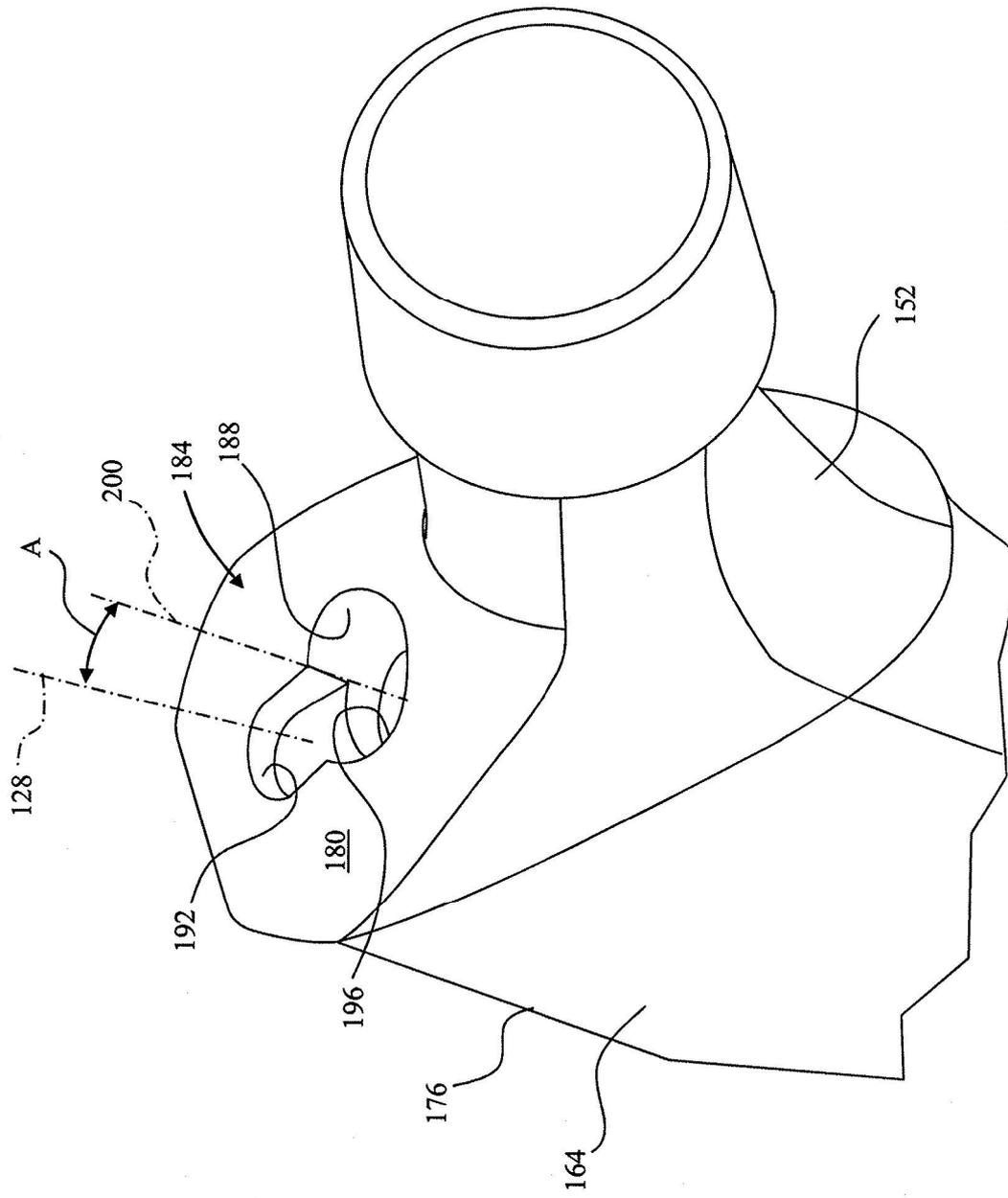
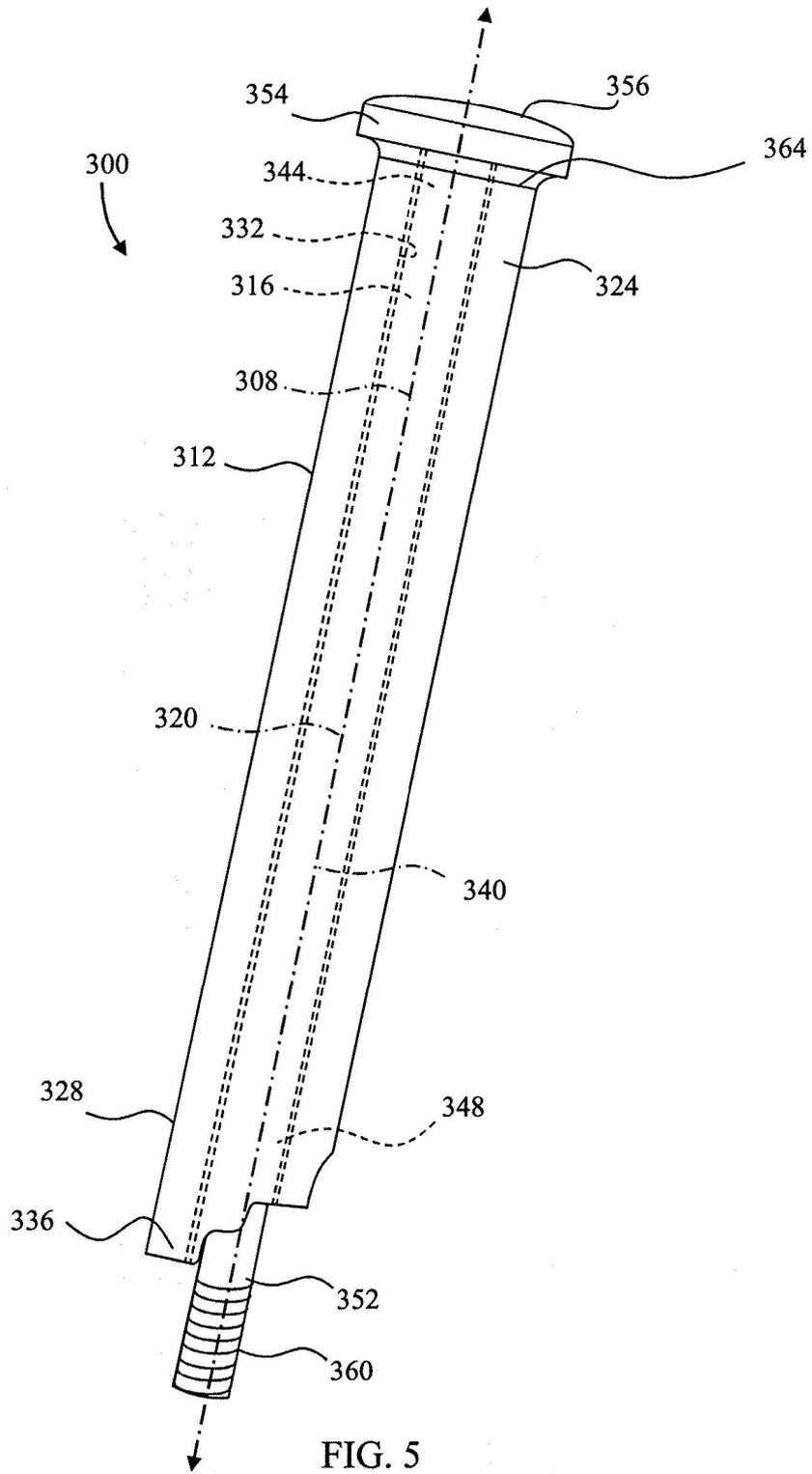


FIG. 4



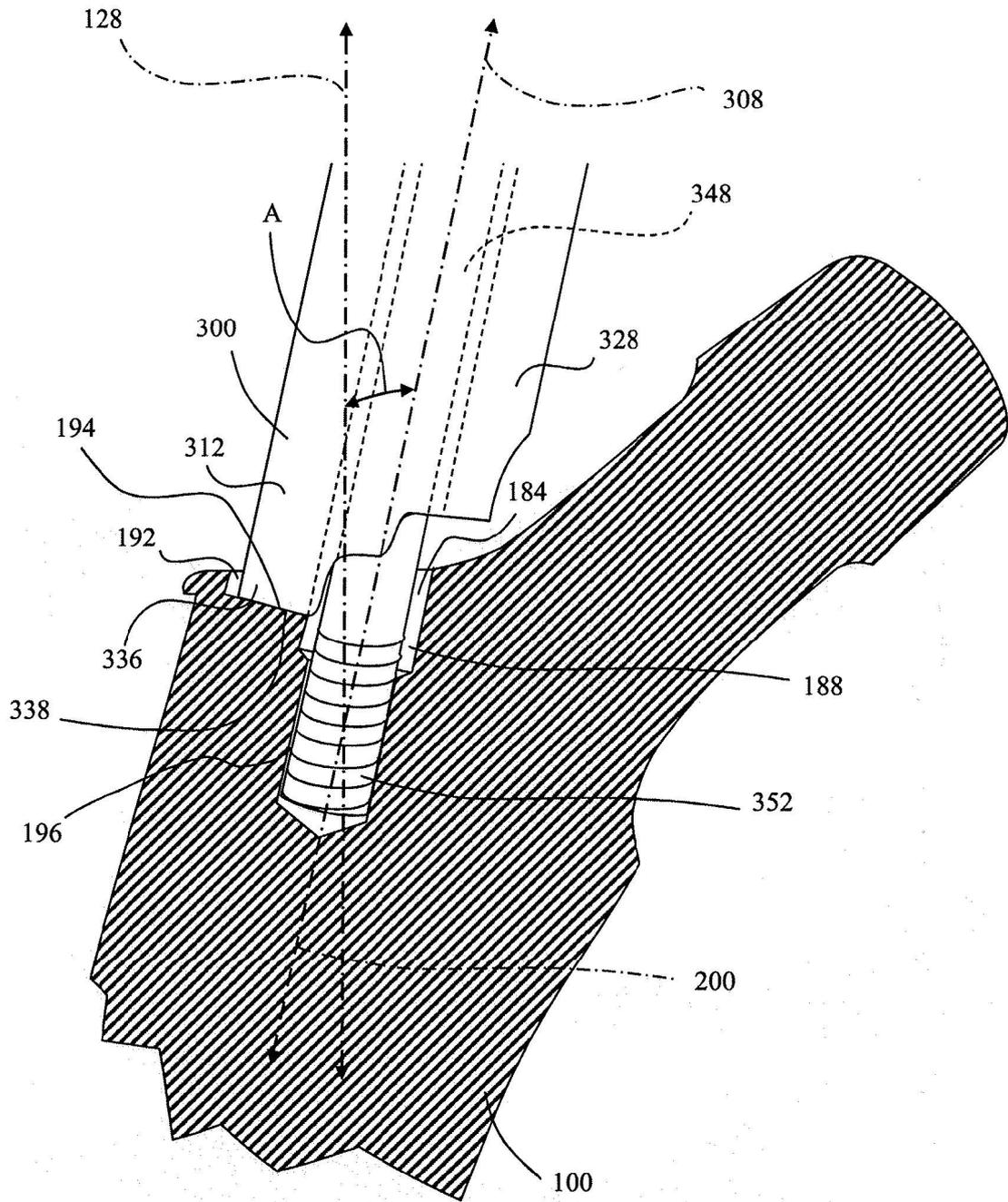


FIG. 6