

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 457 790**

51 Int. Cl.:

A61F 2/40 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **02.10.2006 E 06809089 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.03.2014 EP 1937188**

54 Título: **Componente humeral de una prótesis articular de hombro**

30 Prioridad:

01.10.2005 GB 0519994

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

29.04.2014

73 Titular/es:

DEPUY (IRELAND) (11.1%)
Loughbeg County Cork
Ringaskiddy, IE;
NEROT, CÉCILE (11.1%);
CAPON, DIDIER (11.1%);
SEEBAUER, LUDWIG (11.1%);
EKELUND, ANDERS (11.1%);
DE WILDE, LIEVEN (11.1%);
WIRTH, MICHAEL (11.1%);
COLLINS, DAVID (11.1%) y
LAFOSSE, LAURENT (11.1%)

72 Inventor/es:

NEROT, CÉCILE;
CAPON, DIDIER;
SEEBAUER, LUDWIG;
EKELUND, ANDERS;
DE WILDE, LIEVEN;
WIRTH, MICHAEL;
COLLINS, DAVID;
LAFOSSE, LAURENT y
PONCET, DIDIER

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 457 790 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

Componente humeral de una prótesis articular de hombro

La presente invención se refiere a un componente humeral de una prótesis articular de hombro invertida.

5 Una prótesis articular de hombro comprende un componente humeral que tiene una parte de vástago que se puede colocar en la cavidad intramedular del húmero, y una parte glenoidea. En la articulación natural, el componente humeral proporciona una cabeza convexa, que articula contra una superficie de apoyo cóncava en la cavidad glenoidea. Esta estructura se reproduce en las denominadas prótesis articulares de hombro "anatómicas", en las que el componente humeral incluye una parte de vástago y una parte de cabeza con una superficie de apoyo convexa y el componente glenoideo proporciona una superficie de apoyo cóncava. La parte de vástago se implanta dentro del húmero. La parte de cabeza se coloca en la parte de vástago (generalmente usando una disposición de espiga y casquillo) de modo que quede asentada sobre el plano de resección del húmero. Las prótesis anatómicas son adecuadas para su implantación en pacientes en los que el tejido articular se ha degradado (por ejemplo, debido a la artritis).

15 Se conoce el uso de componentes modulares para formar el componente humeral de una prótesis articular de hombro, en particular en relación con prótesis articulares de hombro anatómicas. Por ejemplo, tales componentes modulares se describen en los documentos US 5314479 y US 5358526. La conexión entre las partes de vástago y cabeza de las prótesis articulares de hombro anatómicas puede prever un desplazamiento variable entre las dos partes, para adaptarse a la anatomía de un paciente particular.

20 La estructura de la articulación anatómica se invierte en las llamadas prótesis articulares de hombro "invertidas", en las que el componente glenoideo proporciona una cabeza convexa, y el componente humeral tiene un rebaje cóncavo en la epífisis, en el que se puede recibir y articular la cabeza en el componente glenoideo. En contraste con las prótesis de articulaciones anatómicas de hombro, el componente humeral de las prótesis articulares invertida, incluyendo la parte de la epífisis que proporciona la superficie de apoyo, se implanta casi totalmente dentro del húmero.

25 Las propiedades biomecánicas de la articulación del paciente se alteran cuando una prótesis articular de hombro invertida se implanta, porque la prótesis hace que el centro de rotación de la articulación se desplace en sentido medial. Una prótesis articular de hombro invertida es adecuada para su implantación en un paciente con el tejido muscular del manguito dañado. El desplazamiento del centro de rotación entonces permite la manipulación del brazo utilizando el músculo deltoides debido a la mayor ventaja mecánica resultante.

30 Hay diferencias significativas entre las prótesis articulares de hombro anatómicas e invertidas en términos de características de diseño y técnicas para su implantación. En una prótesis articular de hombro anatómica, el ángulo entre el eje de la cabeza humeral (que es el eje de simetría de la cabeza, que pasa usualmente por el polo de la esfera de la cual forma una parte la superficie de apoyo de la cabeza) y el eje del vástago es de unos 135°. En una prótesis articular de hombro invertida, el ángulo correspondiente es generalmente más grande, por ejemplo de aproximadamente 155°. Además, en una prótesis articular de hombro invertida es conocido introducir un desplazamiento angular de anteversión entre la epífisis y la parte de vástago de hasta aproximadamente 40°, por ejemplo de aproximadamente 20°. Este desplazamiento angular puede mejorar el intervalo de movimiento de la articulación después de su implantación, en particular, aumentar el intervalo de rotación interna. Esto se puede lograr en un componente humeral que comprende un vástago modular y partes epifisarias mediante la rotación de la parte de la epífisis con relación a la parte de vástago alrededor del eje del vástago.

35 Se conoce proporcionar un desplazamiento entre el eje del vástago y el eje de las epífisis en el componente humeral de una prótesis de hombro anatómica. Esto está previsto para que la configuración del componente, incluyendo la ubicación y la orientación de la cabeza del húmero, reproduzca lo más cercano posible la configuración de la articulación natural del paciente. Esto no se aplica, por supuesto, a la utilización de una prótesis de hombro invertida, por ejemplo, como se describió anteriormente.

40 El documento EP-A-1402854 divulga una prótesis humeral de tipo inverso que incluye un vástago que se extiende dentro de la epífisis del húmero, con un componente separado que puede ser montado en el vástago. El componente separado proporciona una superficie de apoyo parcialmente esférica de articulación contra el glenoide. El componente separado tiene un elemento de bola montado en su cara distal que se recibe en un casquillo en la cara proximal del vástago, permitiendo que el componente separado se monte en el vástago. El elemento de bola puede desplazarse respecto al centro de la superficie de apoyo.

45 El documento WO-A-2006/045949 forma parte del estado de la técnica según el artículo 54(3) EPC. Divulga una prótesis humeral modular para una prótesis de hombro invertida que comprende un árbol anatómico y una cabeza epifisaria separable que se puede orientar angularmente con relación al árbol, haciéndolo girar alrededor del eje del árbol.

55 De acuerdo con la presente invención, se ha encontrado que el intervalo de la articulación puede incrementarse aún más en una prótesis articular de hombro invertida mediante el desplazamiento del eje de la epífisis del componente

humeral posterior en relación al eje del vástago.

Por consiguiente, la invención proporciona un componente humeral de una prótesis de hombro invertida como se define en la reivindicación 1.

5 El componente humeral de la invención tiene la ventaja de permitir un mayor intervalo de articulación (en particular, la rotación interna). Esto se consigue mediante la creación de un brazo de palanca para el músculo subescapular (que contribuye a la definición del intervalo de rotación interna).

10 Una ventaja adicional significativa del componente humeral de la invención es que se reduce el riesgo de pinzamiento entre el borde de la parte de la epífisis (que se implanta en el húmero resecaado en lugar de colocado por encima del mismo) y tejido cortical del húmero, en particular cuando hay un desplazamiento angular de anteversión entre el vástago y las partes epifisarias. Este pinzamiento puede ser una desventaja significativa, ya que puede requerir la extracción de tejido óseo cortical para permitir que el componente humeral sea implantado. Esto puede dar lugar a un debilitamiento indeseable del tejido del paciente. Este es un problema que es particular para las prótesis articulares de hombro invertidas, debido a la ubicación de la parte de la epífisis del componente humeral dentro del húmero.

15 Reduciendo o evitando el pinzamiento entre la parte de la epífisis del componente humeral y el tejido cortical se puede permitir que una parte de la epífisis más grande sea implantada, que puede proporcionar ventajas en términos de transferencia de carga. Puede proporcionar un mejor ajuste del componente humeral en el húmero del paciente y puede permitir que el componente se fije de forma más segura.

20 La superficie de la parte de la epífisis del componente humeral que está orientada generalmente lejos de la cavidad glenoidea y hacia el tejido óseo que define la superficie interna de la cavidad del húmero está adaptada para el contacto con ese tejido. Por ejemplo, se puede adaptar para unirse al tejido óseo como resultado de la interacción de dirección (por ejemplo, el crecimiento del hueso) del hueso en la superficie del componente, o puede adaptarse para unir al tejido por medio de un material de cemento óseo. Tales adaptaciones son ampliamente utilizadas en la implantación de prótesis ortopédicas.

25 Preferiblemente, la distancia entre el eje del vástago y el eje de la epífisis es al menos aproximadamente 1,0 mm, más preferiblemente al menos aproximadamente 1,5 mm, por ejemplo, al menos aproximadamente 2,0 mm. Preferiblemente, la distancia entre el eje del vástago y el eje de la epífisis no es más de aproximadamente 7 mm, más preferiblemente no más de aproximadamente 5 mm, por ejemplo no más de aproximadamente 3,0 mm.

30 La parte de vástago y la parte de la epífisis se proporcionan como partes separadas, cada una con una función de conexión, que permite a las partes ser ensambladas para su uso. La característica de conexión en una de la parte de vástago y la parte de la epífisis es un casquillo y la característica de conexión en la otra de la parte de vástago es una espiga que puede ser recibida en el casquillo. Preferiblemente, la espiga y el casquillo son circulares en sección transversal y tienen conicidades coincidentes, de modo que puedan bloquearse juntos cuando se presionan juntos. Como es conocido, un ángulo de conicidad adecuado puede ser de entre 6 y 8°.

35 El desplazamiento posterior del eje de la epífisis con relación al eje del vástago posterior surge como resultado de la característica de conexión (por ejemplo, un casquillo que se estrecha hacia el interior, hacia su extremo cerrado) en la parte de la epífisis está desplazado respecto al eje de la epífisis.

40 Preferiblemente, la parte de la epífisis del componente humeral comprende una parte de carcasa que define una cavidad, y una parte de apoyo que puede recibirse en la parte de carcasa y que proporciona la superficie de apoyo para la articulación con un componente glenoideo. La parte de carcasa y la parte de apoyo se pueden hacer de diferentes materiales. En particular, la parte de apoyo puede estar hecha de un material que proporciona una articulación de bajo rozamiento con la superficie de apoyo convexa del componente glenoideo. Materiales poliméricos adecuados incluyen polietileno de peso molecular ultra alto. Materiales cerámicos y metálicos también pueden proporcionar la superficie de apoyo del componente humeral.

45 La parte de vástago y al menos parte de la parte de la epífisis del componente humeral generalmente serán hechos de materiales metálicos. Materiales metálicos adecuados para su uso en prótesis articulares ortopédicas son conocidos, e incluyen aleaciones de cobalto-cromo-molibdeno, ciertos aceros inoxidables, titanio y algunas de sus aleaciones.

50 Preferiblemente, el borde de la parte de carcasa es aproximadamente circular. Preferiblemente, el borde de la parte de carcasa es aproximadamente plana. Cuando se implanta, el plano definido por el borde de la parte de carcasa estará dispuesto aproximadamente paralelo al plano de resección del húmero, con la distancia entre los dos planos siendo preferiblemente de al menos aproximadamente 1,0 mm, y preferiblemente no más de aproximadamente 4,0 mm, más preferiblemente no más de aproximadamente 2,5 mm.

55 Preferiblemente, cuando el borde de la parte de carcasa es plana, el plano definido por el borde de la parte de carcasa es aproximadamente perpendicular al eje de la epífisis. Sin embargo, en realizaciones en las que el borde no es plano (por ejemplo debido a un labio localizado que se proporciona para reducir el riesgo de luxación), el eje

se considera que pasa a través del polo de la esfera del cual forma parte la superficie de apoyo, dispuesta simétricamente alrededor del polo (separada del labio localizado o una característica similar).

5 Preferiblemente, el ángulo entre el eje del vástago y el eje de la epífisis, cuando se ve a lo largo del eje anterior posterior, es al menos de aproximadamente 20°. Preferiblemente, dicho ángulo no es mayor de aproximadamente 35°, por ejemplo unos 25°.

10 El componente humeral de la invención se puede utilizar con un componente glenoideo de una prótesis articular de hombro invertida que tiene características que son conocidas de prótesis articulares existentes, por ejemplo, la que se vende por parte de DePuy Products Inc bajo la marca comercial DELTA. Tales componentes incluyen un componente glenoideo de metaglena que se sujeta a la cavidad glenoidea por medio de tornillos de fijación. Un componente de glenosfera se monta entonces en el componente de metaglena, y se sujeta al mismo por medio de una espiga de acoplamiento mutuo y disposición de casquillo.

En otro aspecto, la invención proporciona una prótesis articular del hombro que comprende un componente humeral como se describió anteriormente, y un componente glenoideo que incluye una parte de cabeza convexa que puede recibirse en la parte de la epífisis del componente humeral y articulada con su superficie de apoyo cóncava.

15 Realizaciones de la invención se describirán ahora a modo de ejemplo con referencia a los dibujos que se acompañan, en los cuales:

La figura 1 es una vista en alzado lateral de un componente humeral de una prótesis articular de hombro según la invención.

20 La figura 2 es una vista isométrica en despiece de las partes de vástago y epifisaria de un componente humeral de acuerdo con la invención.

La figura 3 es otra vista isométrica de las partes de vástago y epifisaria de un componente humeral mostrado en la figura 2.

La figura 4 es un alzado lateral de un componente humeral de acuerdo con la invención.

La figura 5 es un alzado en sección del componente humeral mostrado en la figura 4.

25 La figura 6 es una vista en alzado lateral, parcialmente en sección, de un componente humeral de acuerdo con la invención implantado en el húmero de un paciente.

La figura 7 es una vista genéricamente a lo largo del eje lateral medial de la articulación del hombro, que muestra la escápula y el húmero, después de la implantación de una prótesis articular de hombro según la invención.

30 Haciendo referencia a los dibujos, las figuras 1 a 6 muestran un componente humeral 2 de una prótesis de hombro invertida. Comprende una parte de vástago alargado 4 para su colocación dentro de la cavidad intramedular del húmero 6. Una parte de epífisis 8 define una cavidad para una parte de apoyo 10. La parte de apoyo tiene una superficie de apoyo cóncava 12 para la articulación con la superficie de apoyo convexa de un componente glenoideo (no mostrado).

35 La parte de vástago 4, la parte de epífisis 8 y la parte de apoyo 10 se proporcionan como partes modulares separadas que se montan para formar el componente humeral antes de la implantación. Características que se incorporan a las prótesis articulares ortopédicas modulares, especialmente a prótesis articulares de hombro, que son adecuados para su uso en la prótesis de la presente invención son conocidas, por ejemplo a partir de las prótesis DELTA y GLOBAL que se fabrican y se venden por parte de DePuy Products Inc, y a partir de la prótesis AEQUALIS
40 que se fabrica y vende por parte de Tornier S A. Detalles de una realización del componente humeral se muestra en las figuras 2 a 5.

45 En la realización del componente humeral mostrado en las figuras 2 a 5, la parte de vástago 4 tiene una cara proximal plana 102, con un orificio axial 104 formado en el mismo, que se extiende normal a la cara proximal y generalmente a lo largo del eje de la parte. Una orejeta vertical 106 se proporciona en la cara proximal. La parte de vástago tiene dos resaltes 108 en su extremo proximal, que son para proporcionar estabilidad de rotación de la parte de vástago en el húmero después de su implantación.

El orificio axial 104 está formado en dos partes, con una porción proximal 110 de diámetro interior liso mayor y una porción distal 112 de diámetro interior menor roscado que está configurada para su acoplamiento roscado con un tornillo de fijación 113 para la parte de epífisis 8.

50 La parte de epífisis 8 tiene una cara distal plana 114 con una espiga corta 106 que se extiende desde la misma, normal al plano de la cara distal 114. La espiga tiene un orificio 117 que se extiende a través de la misma, que está configurado de modo que el vástago del tornillo de fijación 113 se pueda extender a través del mismo.

La cara distal 114 de la parte de epífisis 8 tiene siete cavidades ciegas 116 formadas en la misma, en las que se puede alojar la orejeta 106 en la cara proximal de la parte de húmero.

5 La orejeta y la serie de cavidades ciegas permiten la orientación angular de la parte de epífisis con relación a la parte de vástago que se va a ajustar. Esto se logra mediante la localización de la espiga en la parte de epífisis con holgura en el orificio en la parte de vástago. La parte de epífisis se puede girar respecto a la parte de vástago alrededor del eje de la parte de vástago. La orejeta está situada apropiadamente en una de las cavidades 116 para bloquear la parte de epífisis contra la rotación. La parte de epífisis está entonces bloqueada a la parte de vástago por medio del tornillo de fijación 113 acoplándose con las roscas en la porción de diámetro menor 112 del orificio en la parte de vástago.

10 Las figuras 4 y 5 muestran, además, la parte de apoyo 10 del componente humeral. Esta y la parte de epífisis tiene ranuras circunferenciales 118, 120 formadas en las mismas, que están alineadas entre sí cuando las partes están montadas correctamente. Un resorte elástico en forma de un alambre en zigzag formado en un bucle aproximadamente circular se puede utilizar para sujetar la parte de apoyo polimérico en la parte de vástago del componente glenoideo. El resorte puede estar situado en una de las ranuras antes del montaje, que se deforma durante el montaje, y se deja relajar en la otra de las ranuras cuando se montan las partes. El uso de este resorte para sujetar una parte de apoyo polimérico en la parte de vástago de una prótesis ortopédica de articulación es bien conocido.

20 La parte de vástago 4 está formada a partir de una aleación que es adecuada para un componente de prótesis de articulación ortopédica, tal como una aleación de titanio o de un acero inoxidable. Se conocen materiales adecuados. La configuración de la parte de vástago es como en las prótesis de la articulación de hombro conocidas. Características de la parte de vástago pueden incluir (a) una conicidad hacia la punta distal, (b) canales axiales en las paredes laterales en la porción hacia la punta distal, (c) un recubrimiento sobre al menos parte de la superficie de acoplamiento del hueso (en particular en la región proximal) de un material que promueve la fijación del implante en la cavidad intramedular, y así sucesivamente. La configuración del componente de vástago debe optimizarse para asegurarse de que pueda fijarse de forma segura en la cavidad del húmero de un paciente, como se sabe.

25 El parte de epífisis 8 del componente generalmente estará formado a partir del mismo material que la parte de vástago, o al menos un material similar (por ejemplo, la parte de vástago y la parte de epífisis podrían estar formadas a partir de metales, especialmente del mismo metal).

30 Frecuentemente, la parte de apoyo del componente estará formado de un material polimérico tal como un polietileno de peso molecular ultra alto (UHMWPE). Tales materiales son conocidos para su uso en prótesis articulares ortopédicas para articulación con superficies de apoyo de otros componentes proporcionados por materiales duros, incluyendo materiales metálicos y cerámicos. La superficie de apoyo del componente humeral puede proporcionarse mediante materiales distintos de los materiales poliméricos, por ejemplo, por materiales metálicos o materiales cerámicos. Una parte de apoyo no necesita incluirse en el componente humeral, por ejemplo, cuando la parte de epífisis proporciona la superficie de apoyo. Esto puede ser particularmente apropiado cuando la superficie de apoyo del componente humeral se proporciona mediante un material duro, tal como un material metálico o un material cerámico.

La parte de vástago 4 del componente define un eje de vástago 13, que está destinado a alinearse con el eje del húmero del paciente cuando se implanta el componente.

40 La superficie de apoyo del componente humeral debe configurarse de acuerdo con la forma de la superficie de apoyo convexa del componente glenoideo con la que se articula. La superficie de apoyo del componente humeral será generalmente aproximadamente con simetría de rotación, por ejemplo en forma de una parte de una esfera o parte de un ovoide. (Sin embargo, cuando se ve a lo largo del eje de simetría, la superficie de apoyo no necesita ser circular). El eje de simetría de la superficie de apoyo define el eje de la epífisis del componente humeral.

45 En el componente humeral de la presente invención, al eje del vástago y el eje de la epífisis no son coincidentes. Preferiblemente, son aproximadamente paralelos. Sin embargo, como se muestra en la figura 1, el eje de la epífisis se desplaza posteriormente con relación al eje del vástago en aproximadamente 2:5 mm.

50 La figura 6 muestra el componente humeral descrito anteriormente con referencia a la figura 1 después de la implantación en el húmero de un paciente 6. Como se muestra en la figura 6, el húmero se prepara para la implantación de la prótesis de la articulación por medio de resección, como es generalmente conocido. El hueso se reseca a lo largo de un plano de resección 14 que está inclinado respecto al eje del húmero.

55 Es una ventaja de la presente invención que la parte de epífisis 8 del componente humeral, cuando se implanta en el húmero, pueda colocarse para estar totalmente dentro del tejido cortical del húmero en el plano de resección 14. Esto es posible sin tener que comprometer el tamaño del componente humeral (que es una ventaja para mantener el área de transferencia de carga óptima en las superficies de articulación de la prótesis). La capacidad para implantar el componente humeral sin perturbar el tejido cortical del húmero tiene la ventaja de minimizar debilidades introducidas en el tejido óseo, como resultado de la implantación del componente humeral.

La figura 7 muestra una articulación de hombro, con una prótesis articular de hombro de acuerdo con la invención implantada en la misma. Un componente glenoideo 20 está implantado en la escápula 22, teniendo el componente glenoideo una superficie de articulación convexa 24. El componente glenoideo puede tener las características del componente correspondiente de la prótesis articular de hombro DELTA que se fabrica y vende por parte de DePuy Products Inc. Un componente humeral 26, que tiene las características del componente humeral descrito anteriormente con referencia a la figura 1, se implanta en el húmero 28.

5 El control sobre la rotación internacional de la articulación del hombro se proporciona en parte por el tendón del subescapular (representado esquemáticamente por una línea de puntos 30). El tendón está unido a la tuberosidad mayor 32 en el húmero, colocado anteriormente en relación con el eje del húmero.

10 La ventaja mecánica asociada con la acción del músculo subescapular en la articulación del hombro depende de la distancia entre el punto de unión del tendón subescapular con el húmero y el centro de rotación de la articulación. Es una ventaja del componente humeral de la presente invención que la ventaja mecánica se incrementa como resultado del desplazamiento posterior del centro de rotación de la articulación respecto al eje del húmero.

REIVINDICACIONES

1. Un componente humeral (2) de una prótesis de hombro invertida, que comprende:

a. una parte de vástago alargada (4) para su localización dentro de la cavidad intramedular del húmero, teniendo la parte de vástago una cara proximal (102), y

5 b. una parte de epífisis (8) que tiene (i) una superficie de apoyo cóncava (12) para su articulación con la superficie de apoyo convexa de un componente glenoideo, (ii) una cara distal opuesta (114) que está dirigida hacia la cara proximal de la parte de vástago cuando la parte de vástago y la parte de epífisis están ensambladas, y (iii) una superficie que se extiende entre la cara distal y la superficie de apoyo cóncava,

10 en el que la parte de vástago alargada (4) define un eje de vástago (13) y la superficie de apoyo cóncava (12) de la parte de epífisis (8) define un eje de epífisis, y en el que una de la cara distal de la parte de epífisis y la cara proximal de la parte de vástago lleva una característica de conexión de espiga (106) y la otra de la cara distal de la parte de epífisis y la cara proximal de la parte de vástago lleva una característica de conexión de casquillo (104), en el que la característica de conexión de espiga puede ser recibida de manera que la parte de epífisis y la parte de vástago se pueden ensamblar entre sí, estando la característica de conexión en la parte de epífisis desplazada respecto al eje de la epífisis, de manera que el eje de la epífisis en el componente humeral ensamblado se desplaza posteriormente con relación al eje del vástago,

caracterizado porque la superficie de la parte de epífisis que se extiende entre la cara distal (114) y la superficie de apoyo cóncava (12) está adaptada para contactar con el tejido óseo y para colocarse dentro del tejido cortical del húmero.

20 2. Un componente humeral de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la distancia entre el eje del vástago y el eje de la epífisis es al menos aproximadamente 1,5 mm.

3. Un componente humeral de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la distancia entre el eje del vástago y el eje de la epífisis no es mayor de aproximadamente 7 mm.

25 4. Un componente humeral de acuerdo con la reivindicación 1, en el que la parte de epífisis comprende una parte de carcasa (8) que define una cavidad, y una parte de apoyo (10) que puede ser recibida en la parte de carcasa y que proporciona la superficie de apoyo (12) para su articulación con un componente glenoideo.

5. Un componente humeral de acuerdo con la reivindicación 4, en el que el borde de la parte de la carcasa (8) es aproximadamente circular.

30 6. Un componente humeral de acuerdo con la reivindicación 4, en el que el borde de la parte de carcasa (8) es aproximadamente plano.

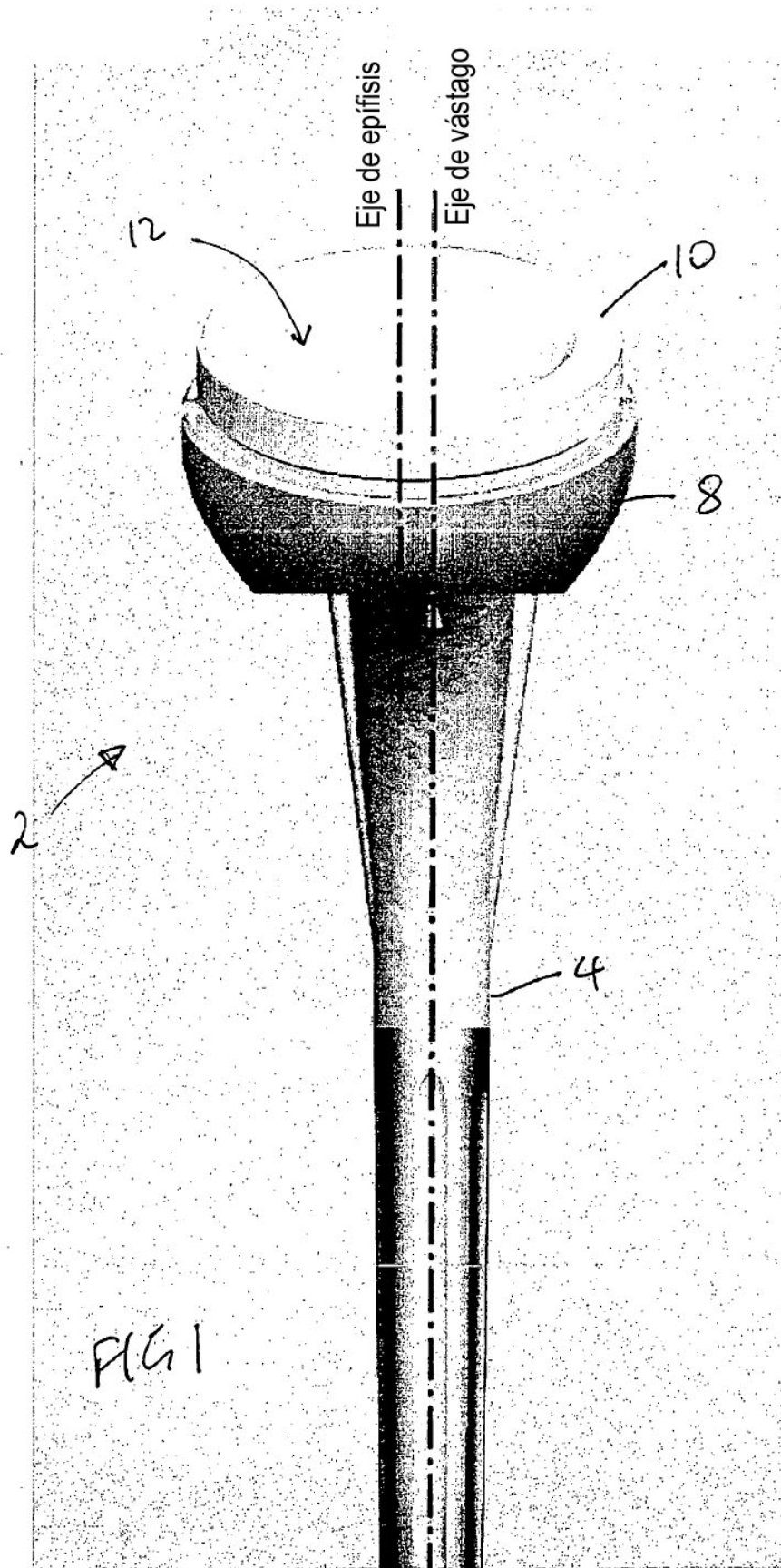
7. Un componente humeral de acuerdo con la reivindicación 6, en el que el plano definido por el borde de la parte de carcasa (8) es aproximadamente perpendicular al eje de la epífisis.

8. Un componente humeral de acuerdo con en la reivindicación 1, en el que el ángulo entre el eje del vástago y el eje de la epífisis, cuando se ve a lo largo del eje anterior-posterior, es al menos de aproximadamente 20°.

35 9. Un componente humeral de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el ángulo entre el eje del vástago y el eje de la epífisis, cuando se ve a lo largo del eje anterior-posterior, no es mayor de aproximadamente 35°.

10. Una prótesis articular de hombro que comprende un componente humeral de acuerdo con la reivindicación 1, y un componente glenoideo que incluye una parte de cabeza convexa que puede ser recibida en la parte de epífisis del componente humeral y articulada con su superficie de apoyo cóncava.

40



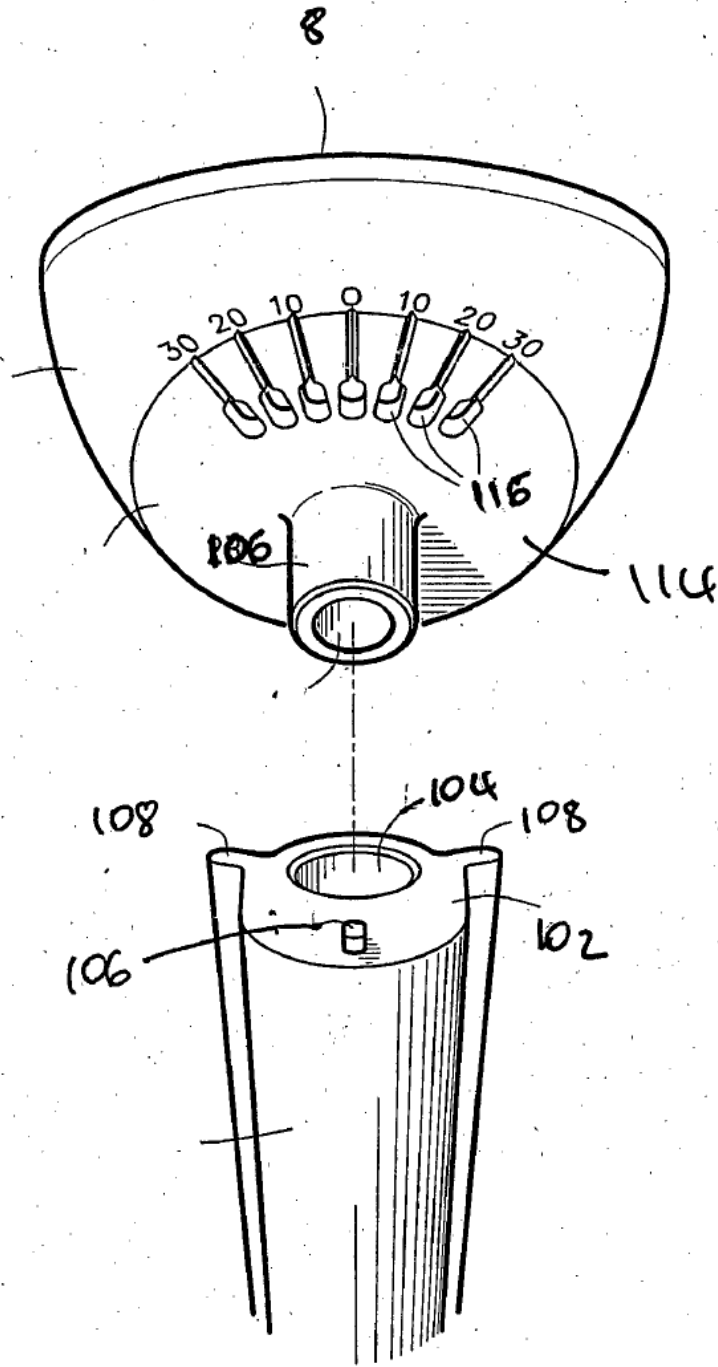
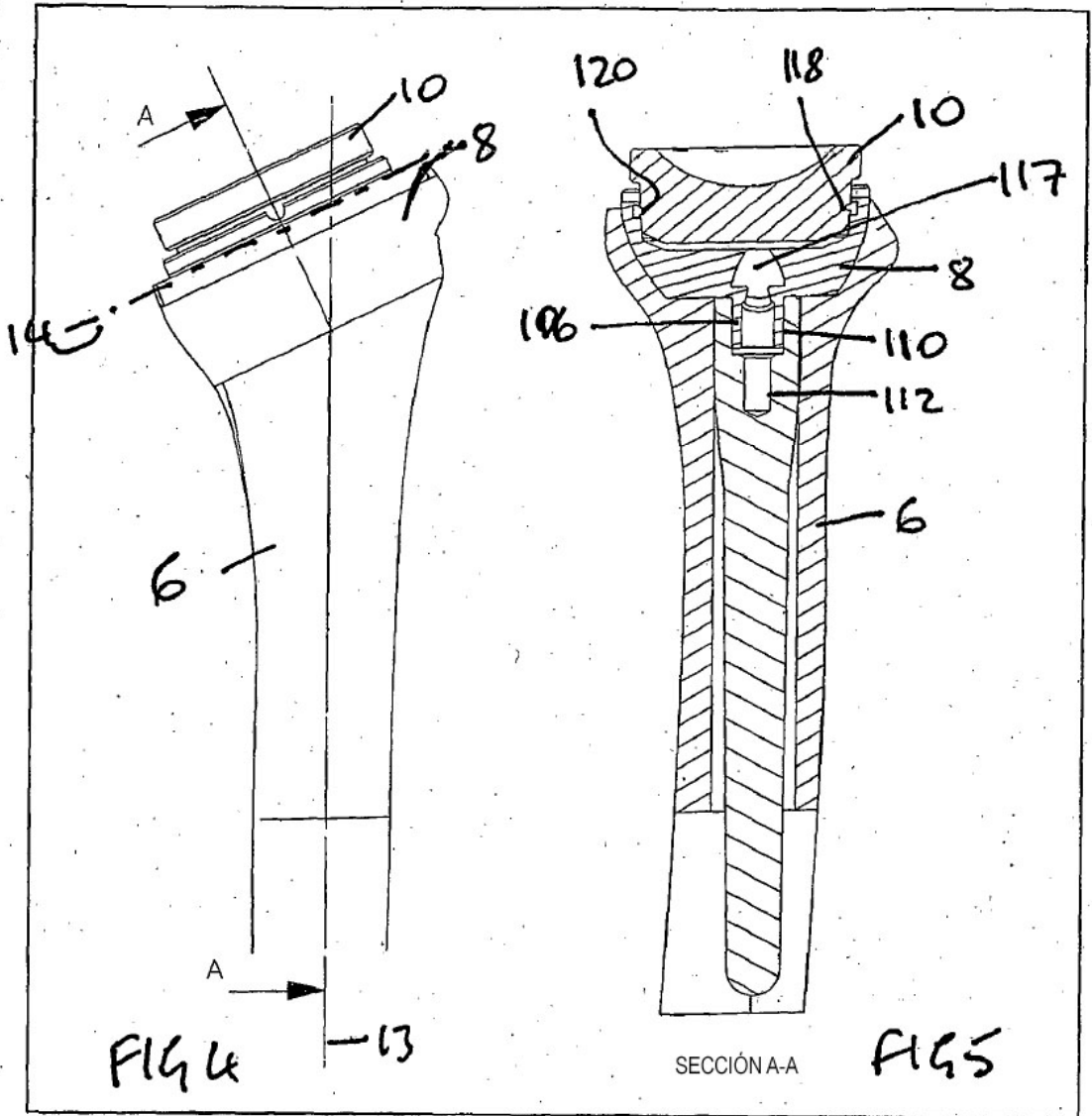
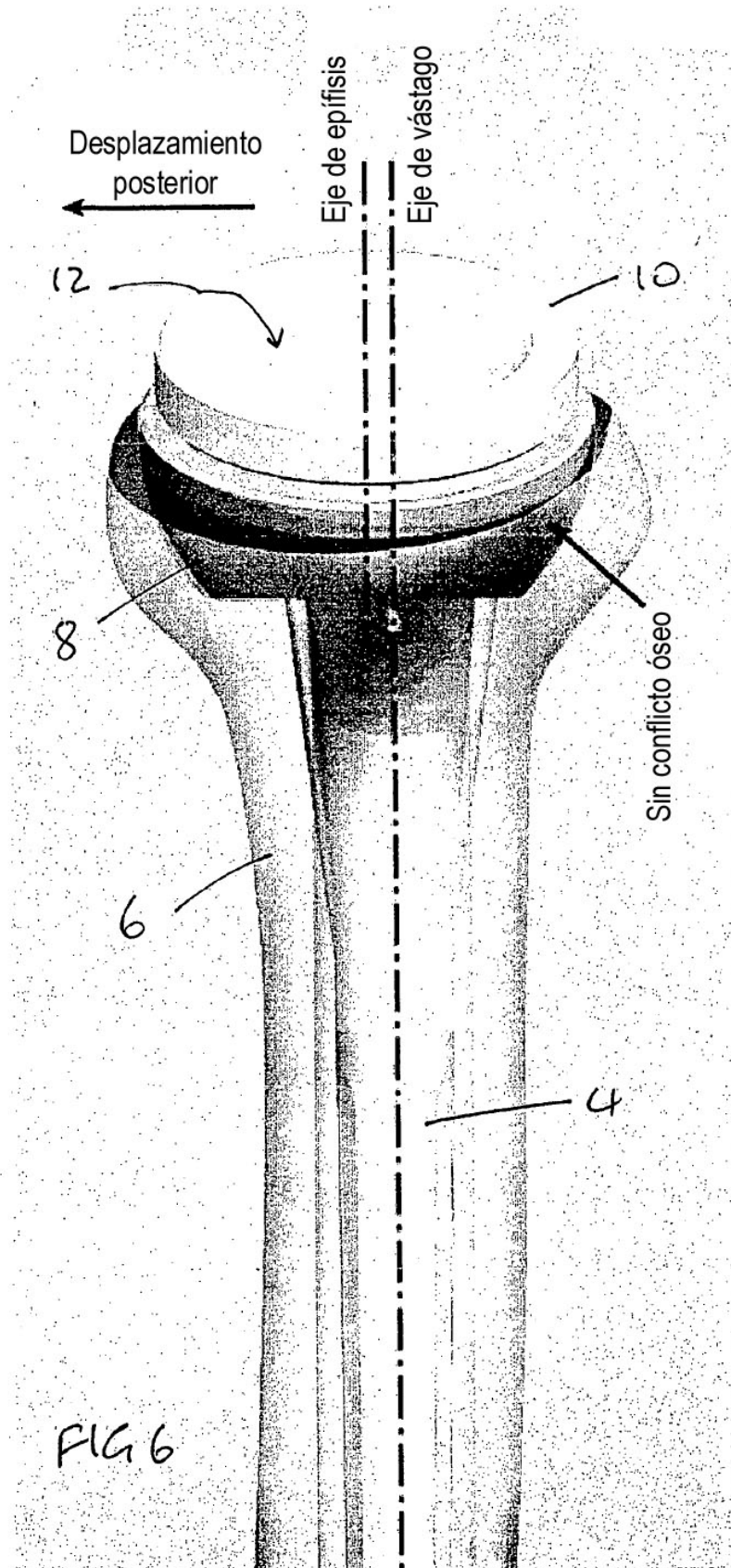


FIG 3





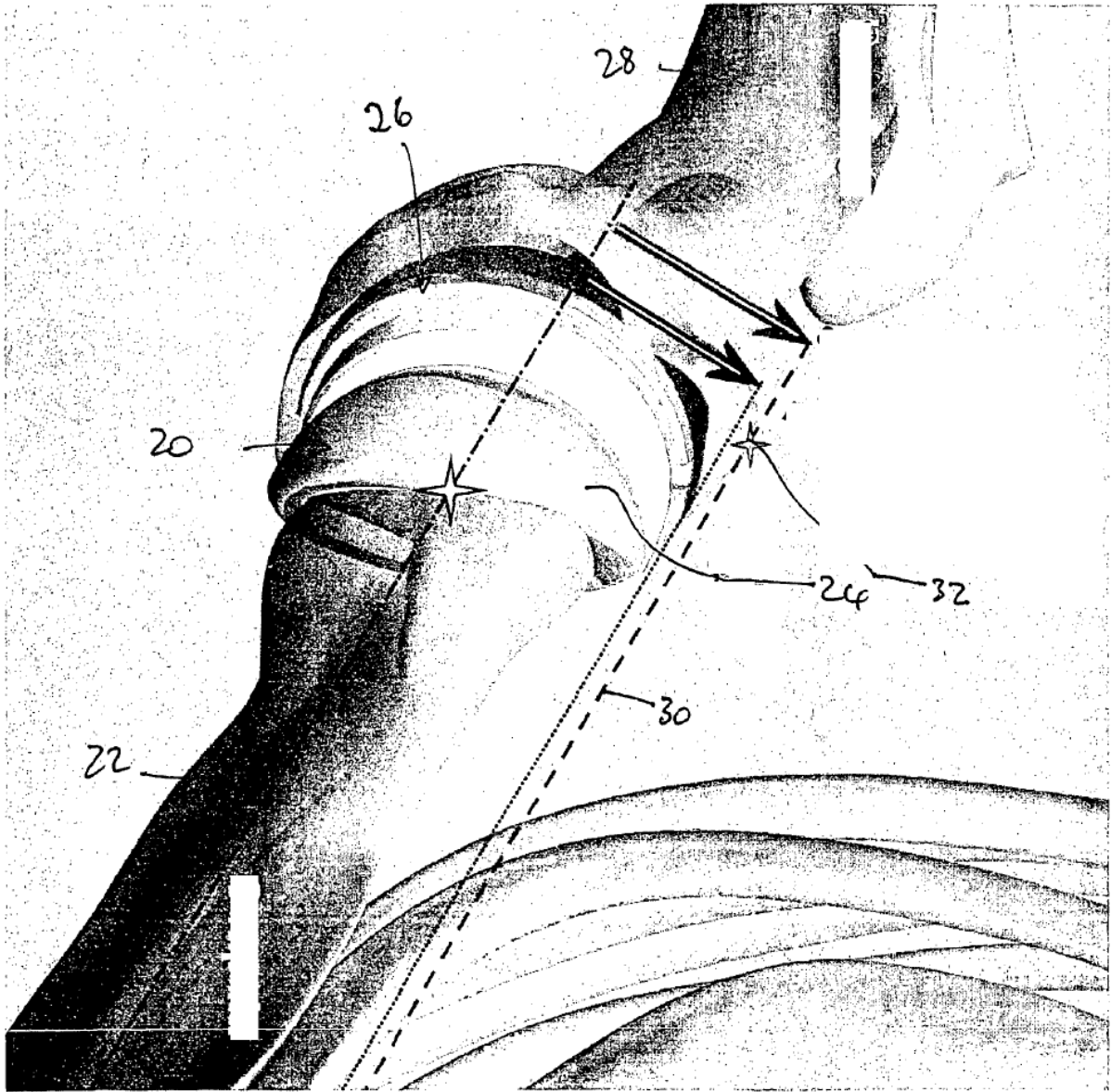


FIG 7