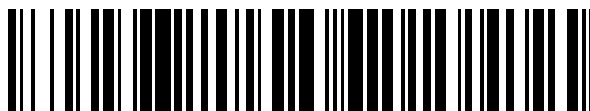


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 647 629**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/40**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **19.12.2013 PCT/EP2013/077419**

87 Fecha y número de publicación internacional: **03.07.2014 WO14102141**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.12.2013 E 13810962 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **16.08.2017 EP 2895113**

54 Título: **Prótesis de hombro**

30 Prioridad:

**27.12.2012 EP 12199430**

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

**22.12.2017**

73 Titular/es:

**ZIMMER GMBH (100.0%)  
Sulzer Allee 8  
8404 Winterthur, CH**

72 Inventor/es:

**HOPKINS, ANDREW y  
HARDY, PHILIPPE**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

**ES 2 647 629 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

Prótesis de hombro

5 La presente revelación se refiere a una prótesis de hombro para ser utilizada en la artroplastia de hombro.

La patología de hombro implica a menudo la disrupción de la articulación glenohumeral y/o un deterioro de sus componentes funcionales. Un tratamiento adecuado puede implicar una sustitución protésica de los componentes afectados de la articulación natural. Una reconstrucción parcial de la articulación glenohumeral comprende la sustitución de la superficie de articulación natural del componente glenoidal o del componente humeral del hombro. En una reconstrucción completa de la articulación glenohumeral - también conocida como artroplastia total del hombro (TSA) - ambos componentes naturales mencionados anteriormente son reemplazados por implantes protésicos.

15 Los documentos EP 0 850 609 A1, US 2009/01 12328 A1, US 7.799.077 B2 y US 5.593.445 A revelan ejemplos de prótesis de articulación de hombro con cinemática que imita, en principio, la cinemática de una articulación de hombro natural, es decir, el componente humeral de las prótesis está provisto de una superficie convexa de articulación. El documento EP 1 649 836 A2 revela una prótesis con cinemática inversa. Se revela otro ejemplo de prótesis de articulación de hombro en el documento W0 94/10941 A1.

20 En este documento, se sugiere un concepto novedoso de una prótesis de hombro que tiene una cinemática mejorada y que puede fijarse de manera fiable a los componentes óseos implicados. El documento EP 1 649 836 A2 revela una prótesis según el preámbulo de la reivindicación 1.

25 La invención se define en la reivindicación 1, la cual proporciona una prótesis de hombro que comprende un componente glenoidal que tiene una superficie de articulación glenoidal y un componente humeral que tiene una superficie de articulación humeral. Además, se proporciona un componente de cojinete glenohumeral móvil separado, que comprende una superficie de cojinete glenoidal y una superficie de cojinete humeral, dispuesto en lados opuestos del componente de cojinete glenohumeral. La superficie de cojinete glenoidal hace contacto, en un estado implantado, con la superficie de articulación glenoidal.

Además, la superficie de cojinete humeral hace contacto, en un estado implantado, con la superficie de articulación humeral. Al menos una de las superficies de cojinete glenoidal y humeral es cóncava.

35 Tal diseño tiene las ventajas de un cojinete móvil que actúa como separador interposicional mientras que es muy compacto y tiene propiedades cinemáticas ventajosas. La forma cóncava de al menos una de las superficies de cojinete lleva a la articulación cerca del centro de la prótesis conduciendo a una cinemática de articulación que se asemeja estrechamente a la articulación natural. Además, se puede conseguir una reducción del esfuerzo y de la tensión ejercidos sobre los componentes de las prótesis y porciones adyacentes del húmero y/o la escápula.

40 "Móvil" en el contexto de la presente revelación debe entenderse que no está montado en ningún hueso o cualquier otro componente protésico. Por lo tanto, el componente de cojinete glenohumeral está simplemente en contacto de articulación con el componente glenoidal y/o componente humeral y no está provisto de medios de fijación óseos que fijan el componente de cojinete glenohumeral a uno o ambos de dichos componentes. Al componente de cojinete glenohumeral se le permite moverse - limitado solamente por la forma de las superficies que interactúan - en reacción a un desplazamiento relativo y/o a una rotación relativa de estos componentes. Por lo tanto, el componente de cojinete glenohumeral puede asumir automáticamente una posición óptima que reduce los esfuerzos de contacto que actúan entre los elementos funcionales implicados.

50 La superficie de articulación glenoidal y la superficie de articulación humeral son convexas. Por lo tanto, la superficie de articulación glenoidal del componente glenoidal está invertida en comparación con la anatomía ósea natural desplazando el foco de la articulación hacia la cabeza humeral.

55 En aún otra realización de la prótesis de hombro, las superficies de cojinete glenoidal y humeral tienen diferentes curvaturas y/o tamaños para obtener la cinemática de articulación deseada de la prótesis. En particular, la superficie de cojinete glenoidal es más pequeña que la superficie de articulación glenoidal y/o la superficie de cojinete humeral es más pequeña que la superficie de articulación humeral. Sin embargo, en una realización, las curvaturas y/o los tamaños de dichas superficies son similares o idénticos. De este modo, es posible elegir dichos parámetros según sea necesario para realizar la cinemática de articulación deseada.

60 Según otra realización de la prótesis de hombro según la presente revelación, el componente de cojinete glenohumeral comprende un rebajo central en la superficie de cojinete glenoidal y/o la superficie de cojinete humeral. Alternativamente, se puede proporcionar una abertura central que se extiende desde la superficie de cojinete glenoidal hasta la superficie de articulación humeral. En otras palabras, el componente de cojinete glenohumeral puede estar provisto de un rebajo y/o un orificio en o cerca del centro del componente de cojinete con el fin de reducir el peso del componente de cojinete sin comprender su funcionalidad.

La prótesis de hombro comprende tanto el componente glenoidal como el componente humeral, en el que el componente de cojinete glenohumeral está dispuesto, en un estado implantado, entre el componente glenoidal y el componente humeral. De este modo, el componente glenoidal y el componente humeral no están en contacto directo y el componente de cojinete glenohumeral actúa como un separador interposicional entre las superficies de articulación protésica de dichos componentes. Las superficies de articulación tanto glenoidal como humeral son convexas para concentrar el centro cinemático de la prótesis sobre el componente de cojinete glenohumeral. En tal realización, ambas superficies del componente de cojinete glenohumeral son cóncavas, de modo que la separación espacial de las superficies de articulación - natural o protésica - es bastante pequeña en un estado implantado de la prótesis. Este concepto es especialmente adecuado en casos en los que se indica una artroplastia total de hombro.

En otra realización de la prótesis de hombro, el componente glenoidal comprende una interfaz ósea glenoidal prevista para ser unida a la escápula de un paciente y/o el componente humeral comprende una interfaz ósea humeral prevista para ser unida a un húmero del paciente, en donde la interfaz ósea glenoidal o la interfaz ósea humeral del componente de implante respectivo es cóncava. En particular, tanto las interfaces óseas glenoidal como humeral del componente de implante respectivo son cóncavas. Al proporcionar la interfaz ósea glenoidal y/o la interfaz ósea humeral con un diseño cóncavo se reduce el esfuerzo de tracción que actúa entre la interfaz ósea y el hueso, especialmente cuando se aplican cargas excéntricas. Una geometría cóncava realinea las cargas hacia el centro, reduciendo así la aparición de esfuerzos de tracción que son particularmente perjudiciales para la fiabilidad de fijación en el margen del componente protésico respectivo. En otras palabras, se mejora la distribución de carga que actúa sobre el hueso subcondral subyacente al componente protésico, dotando a dicho componente de una interfaz ósea cóncava. Además, se reduce el impacto quirúrgico asociado con el implante de una prótesis de hombro con una interfaz ósea glenoidal cóncava y/o una interfaz ósea humeral cóncava ya que se debe resear menos material óseo. Además, a medida que se preserva material óseo, la superficie ósea convexa adaptada para recibir dicha interfaz ósea cóncava puede convertirse, si es necesario, por resección, de una manera relativamente fácil, en una superficie plana o cóncava en el caso de que el componente protésico respectivo tenga que ser reemplazado. Debe observarse que los efectos ventajosos asociados con una interfaz ósea cóncava también pueden realizarse, en principio, en una prótesis de hombro que no esté dotada de un componente de cojinete móvil y/o que esté provista de un componente de cojinete sin al menos una superficie de cojinete cóncava.

La interfaz ósea glenoidal puede estar dispuesta sobre un elemento de base glenoidal que se acopla con un elemento de articulación del componente glenoidal, que lleva la superficie de articulación glenoidal, a través de un primer medio de acoplamiento y/o la interfaz ósea humeral puede estar dispuesta sobre un elemento de base humeral que se acopla con un elemento de articulación del componente humeral protésico, que lleva la superficie de articulación humeral, a través de un segundo medio de acoplamiento. Dichos medios de acoplamiento primero y/o segundo pueden comprender al menos un tornillo, un estrechamiento y/o unos medios de abrochado automático. En otras palabras, el componente glenoidal y/o el componente humeral pueden comprender al menos dos elementos separados provistos de diferentes funcionalidades. Por ejemplo, primero se fija el elemento de base correspondiente al hueso y el elemento de articulación se fija al elemento de base después de asegurarse de que el elemento de base se fija de forma fiable al hueso. Tal aproximación puede facilitar la implantación de la prótesis de hombro.

Según una realización de la prótesis de hombro, el componente de cojinete glenohumeral está hecho de cerámica y/o polietileno. El componente glenoidal - si procede el elemento de articulación glenoidal y/o el elemento de base glenoidal - y/o el componente humeral - si procede el elemento de articulación humeral y/o el elemento de base humeral - pueden ser de metal, aleación metálica, cerámica y/o polietileno.

Para poder imitar la articulación natural de una articulación del hombro y/o proporcionar al paciente una prótesis de hombro adaptada a sus necesidades específicas, las respectivas curvaturas de las superficies de articulación y de las superficies de cojinete deben ser ajustadas en consecuencia. Sin embargo, no es imperativo que las superficies de articulación tengan curvaturas idénticas o que las superficies de cojinete tengan curvaturas idénticas. Tampoco es imprescindible dotar a las superficies de cojinete de la misma curvatura que las superficies de articulación correspondientes. En particular, la curvatura de la superficie de articulación glenoidal y la curvatura de la superficie de articulación humeral pueden ser diferentes entre ellas y diferentes de la superficie de cojinete correspondiente. Específicamente, la curvatura de una superficie cóncava puede ser menor que la de la superficie convexa correspondiente con la que está en contacto.

Aparte de la curvatura de las superficies cooperantes, el grosor y el diámetro del componente glenohumeral juegan un papel importante en la determinación de la cinemática de la prótesis de hombro. Por tanto, estos parámetros también se pueden elegir libremente para conseguir la cinemática deseada.

Otro aspecto importante que influye en la cinemática de la prótesis de hombro es la fricción entre los componentes de la prótesis de hombro durante la articulación. En una realización de la prótesis de hombro según la presente revelación, se diseñan la superficie de articulación glenoidal, la superficie de articulación humeral, la superficie de cojinete glenoidal y la superficie de cojinete humeral y/o se eligen los materiales de dichos componentes de tal manera que un primer coeficiente de fricción entre la superficie de articulación glenoidal y la superficie de cojinete glenoidal y un segundo coeficiente de fricción entre la superficie de articulación humeral y la superficie de cojinete

humeral sean esencialmente equivalentes. Sin embargo, se pueden contemplar diferentes coeficientes de fricción para crear situaciones cinemáticas específicas con el fin de satisfacer las necesidades individuales de un paciente dado. Diferentes coeficientes de fricción pueden concentrar la cinemática y/o las cargas asociadas sobre el lado humeral o en el lado glenoidal de la prótesis de hombro.

5 Además, se sugiere un componente glenoidal protésico de una prótesis de hombro que reduce cargas de tracción que actúan entre dicho componente y el hueso al que está fijado.

10 Dicho componente glenoidal protésico comprende una superficie de articulación glenoidal adaptada para cooperar directa o indirectamente a través de un componente de cojinete glenohumeral con una superficie de articulación humeral natural o protésica. Dicho componente glenoidal protésico comprende además una interfaz ósea glenoidal prevista para ser unida a la escápula de un paciente, en la que la interfaz ósea glenoidal es cóncava. Las ventajas asociadas con una interfaz ósea cóncava se han descrito en detalle anteriormente con relación a una prótesis de hombro según la presente revelación. Estas consideraciones se aplican análogamente al componente glenoidal protésico según la presente revelación.

15 Según una realización del componente glenoidal protésico, la superficie de articulación glenoidal es convexa.

20 Además, se sugiere un componente de cojinete glenohumeral que está adaptado para ser utilizado en una prótesis de hombro según cualquiera de las realizaciones descritas anteriormente. En una realización del componente de cojinete glenohumeral, el componente de cojinete glenohumeral comprende una superficie de cojinete glenoidal y una superficie de cojinete humeral dispuesta en lados opuestos del componente de cojinete glenohumeral. Una de las superficies de cojinete glenoidal y de cojinete humeral es cóncava y la otra superficie de cojinete glenoidal y de cojinete humeral es plana, convexa o cóncava.

25 Se sugiere un método para implantar una prótesis de hombro (no reivindicado), que comprende las etapas de proporcionar un componente glenoidal protésico que comprende una superficie de articulación glenoidal y/o proporcionar un componente humeral protésico que comprende una superficie de articulación humeral, reseca una porción glenoidal de una escápula de un paciente y fijar el componente glenoidal a la porción glenoidal reseca, y/o reseca un extremo proximal de un húmero del paciente y fijar el componente humeral a la porción extrema proximal reseca e insertar un componente de cojinete glenohumeral que comprende una superficie de cojinete glenoidal y una superficie de cojinete humeral, en donde la superficie de cojinete glenoidal hace contacto, en un estado implantado, con la superficie de articulación glenoidal y/o en donde la superficie de cojinete humeral hace contacto, en un estado implantado, con la superficie de articulación humeral. Al menos una de las superficies de cojinete glenoidal y humeral es cóncava.

30 Según una versión del método, la etapa de reseca la porción glenoidal de una escápula de un paciente comprende la etapa de preparar una porción ósea convexa adaptada para coincidir con una interfaz ósea conformada correspondientemente - en particular cóncava - del componente glenoidal.

40 En otra versión del método, la etapa de proporcionar un componente glenoidal comprende proporcionar un componente glenoidal que comprende una superficie de articulación glenoidal convexa.

45 En aún otra versión del método, la etapa de unir el componente glenoidal a la porción glenoidal reseca comprende colocar el componente glenoidal en la porción ósea convexa y fijarla a la escápula usando al menos uno de un tornillo, cemento óseo y unos medios de ajuste a presión. Un método adicional de implantación de una prótesis de hombro comprende las etapas de proporcionar un componente glenoidal protésico que comprende una superficie de articulación glenoidal y una interfaz ósea glenoidal prevista para ser unida a una escápula de un paciente, reseca una porción glenoidal de la escápula de un paciente para formar una porción ósea convexa adaptada para coincidir con la interfaz ósea cóncava glenoidal conformada de manera correspondiente - en particular cóncava - y fijar el componente glenoidal a la porción glenoidal reseca.

50 Las diferentes variaciones de la prótesis de hombro, el componente glenoidal protésico, el componente de cojinete glenohumeral y los métodos de implantación de una prótesis de hombro descritos anteriormente según el alcance de las reivindicaciones independientes y las características que allí se realizan pueden combinarse naturalmente entre ellas.

55 Otras realizaciones de la revelación se describen también en las reivindicaciones dependientes, en la descripción y en los dibujos.

60 Otras áreas de aplicabilidad de la presente revelación se harán aparentes a partir de la descripción detallada proporcionada a continuación. Debe entenderse que la descripción detallada y los ejemplos específicos están destinados únicamente a fines ilustrativos y no pretenden limitar de ninguna manera el alcance de la invención. Las figuras se simplifican en esquema. Se omiten detalles innecesarios para la comprensión de la invención.

65

La presente revelación se explicará con más detalle y se comprenderá completamente a partir de la descripción detallada y de los dibujos adjuntos, en los que

5 Las figuras 1 y 2 representan una realización de la prótesis de hombro según la presente revelación en diferentes vistas en perspectiva,  
 La figura 3 muestra esquemáticamente una realización similar de la prótesis de hombro según la presente revelación,  
 Las figuras 4 y 5 muestran esquemáticamente un ejemplo del componente glenoidal protésico según la presente revelación,  
 10 La figura 6 muestra un ejemplo del componente glenoidal protésico que comprende un elemento de base y un elemento de articulación,  
 Las figuras 7a a 7c muestran distribuciones de carga que resultan de diferentes geometrías de interfaz ósea,  
 Las figuras 8a y 8b muestran aún otro ejemplo del componente glenoidal protésico según la presente revelación en diferentes vistas.  
 15 La figura 9 muestra una escápula reseca para recibir el componente glenoidal de las figuras 9a y 9b,  
 La figura 10 muestra el componente glenoidal de las figuras 9a y 9b unido a la escápula reseca,  
 Las figuras 11a y 11b muestran otro ejemplo del componente glenoidal protésico según la presente revelación,  
 Las figuras 12 a 14 muestran ejemplos diferentes de un componente de cojinete glenohumeral según la presente revelación,  
 20 La figura 15 muestra un ejemplo de un componente glenoidal protésico según la presente revelación, y  
 La figura 16 muestra aún otra realización de un componente de cojinete glenohumeral según la presente revelación.

25 La figura 1 muestra una prótesis 10 de hombro que comprende un componente glenoidal 12 unido, en un estado implantado, a una escápula de un paciente y un componente humeral 14 unido, en un estado implantado, a una cabeza humeral del húmero de un paciente. El componente glenoidal 12 comprende – al contrario de la anatomía natural - una superficie de articulación glenoidal convexa 16. El componente humeral 14 está provisto de una superficie de articulación humeral 18. En un estado implantado, las superficies 16, 18 no están en contacto directo entre ellas, sino que están separadas por el componente de cojinete glenohumeral 20. El componente de cojinete glenohumeral 20 actúa, por lo tanto, como un separador dispuesto entre los componentes 12, 14. El componente de cojinete glenohumeral 20 comprende una superficie de cojinete glenoidal 22 que está, en un estado implantado de la prótesis 10, en contacto con la superficie de articulación glenoidal 16. En el lado opuesto, el componente de cojinete glenohumeral 20 está provisto de una superficie de cojinete humeral 24 que está, en un estado implantado de la prótesis 10, en contacto con la superficie de articulación humeral 18.

El componente de cojinete glenohumeral 20 no está unido a ninguno de los componentes 12, 14. Por lo tanto, puede moverse libremente con respecto a las superficies 16, 18, El movimiento del componente de cojinete glenohumeral 20 con respecto a los componentes 12, 14 está esencialmente gobernado por la geometría y las propiedades de las superficies 16, 18, 22, 24 y las cargas aplicadas a la prótesis durante la articulación del hombro. En otras palabras, el componente de cojinete glenohumeral 20 es un componente móvil separado y la prótesis 10 de hombro puede describirse como un sistema de hombro de cojinete móvil particularmente adecuado para una artroplastia de hombro total destinada a pacientes que tienen la musculatura de manguito rotador intacta y funcional. Sin embargo, debe entenderse que el principio de la prótesis de hombro según la presente revelación también puede aplicarse a prótesis usadas en artroplastia parcial de hombro en la que, por ejemplo, se conserva la cabeza humeral natural.

La figura 2 muestra la prótesis 10 de hombro en una vista en perspectiva para mostrar el diseño similar a una lente del componente de cojinete glenohumeral 20. En este ejemplo, el componente de cojinete glenohumeral 20 tiene la forma de una lente cóncava-convexa. Sin embargo, debe apreciarse que también son concebibles diseños convexo-cóncavo o cóncavo-convexo.

La figura 3 muestra esquemáticamente una prótesis 10' de hombro que es funcionalmente similar a la prótesis 10 de hombro. El componente humeral 14 de la prótesis 10' de hombro está fijado al extremo proximal del húmero 26 reemplazando, al menos parcialmente, su cabeza. Por lo tanto, la superficie de articulación natural del húmero 26 ha sido sustituida por la superficie de articulación protésica 18 del componente humeral 14.

Puede verse a partir de la figura 3 que ambas superficies de cojinete 22, 24 del componente de cojinete glenohumeral 20 son cóncavas y que no se proporcionan medios de fijación para asegurar o fijar el componente 20 a uno, o a ambos, de los componentes 12, 14. Un movimiento del componente de cojinete glenohumeral 20 con respecto a los componentes 12, 14 durante la articulación del hombro está limitado por la geometría de las superficies 16, 18, 22, 24, las cargas aplicadas y la fricción entre las superficies 16, 22, por una parte, y la fricción entre las superficies 18, 24, por otra parte. Debido al diseño cóncavo de las superficies 22, 24, la cinemática de la prótesis 10' de hombro - y similarmente la cinemática de la prótesis 10 - se concentra cerca del centro del componente de cojinete glenohumeral 20. Por el contrario, si ambas superficies 22, 24 fueran convexas, el movimiento del componente glenoidal 12 con respecto al componente glenohumeral 20, por un lado, y el movimiento del componente humeral 14 con respecto al componente de cojinete glenohumeral 20, por otro lado, estaría

espacialmente separado conduciendo una cinemática de articulación general no natural. Por lo tanto, la prótesis 10' de hombro combina las ventajas de un sistema de cojinete móvil con un diseño compacto sin comprometer una articulación natural.

5 En otras palabras, el concepto de cojinete móvil de la presente revelación comprende un componente de cojinete glenohumeral 20 que es compacto -en la mayoría de los casos más pequeño que los componentes 12, 14- y que es libre de articularse y moverse entre los componentes 12, 14. La geometría de las superficies 16, 18, 22, 24 y las cargas aplicadas durante la articulación crean fuerzas que desplazan automáticamente el componente de cojinete glenohumeral 20 en la posición óptima lo cual conduce a una reducción de esfuerzos de contacto.

10 Además, el diseño cóncavo de las superficies 22, 24 permite proporcionar una prótesis de cojinete móvil con una distancia minimizada entre los componentes 12, 14, lo que, a su vez, reduce el impacto quirúrgico de la implantación de una prótesis de hombro según la presente revelación.

15 La figura 4 muestra el componente glenoidal 12 de la prótesis 10' en una vista lateral. El componente glenoidal 12 puede unirse a la escápula de un paciente a través de una clavija cónica 28. En principio, se pueden contemplar todos los conceptos conocidos de sujetar una prótesis a un hueso al elegir un enfoque adecuado para fijar el componente 12 a la escápula. Lo mismo se aplica a medios y métodos para fijar el componente humeral 14 al húmero 26.

20 La figura 5 muestra esquemáticamente el componente glenoidal 12 desde el lado de la interfaz ósea para visualizar la geometría de una superficie 29 de interfaz ósea del componente glenoidal 12. Ésta no es plana, pero tiene una forma cóncava desde la cual se extiende la clavija 28.

25 Tal como se representa en la figura 6, en lugar de una fijación directa del componente glenoidal 12 a la escápula, puede contemplarse proporcionar un componente glenoidal 12' con un elemento de base 30 que comprende una superficie 29' de interfaz ósea cóncava. El elemento de base 30 recibe un elemento de articulación 32 que comprende una superficie de articulación glenoidal 16. El componente glenoidal 12' comprende, por lo tanto, dos elementos separados 30, 32 con funcionalidades diferentes. El elemento de base 30 y el elemento de articulación 32 del componente glenoidal 12' comprenden superficies de contacto convexas y cóncavas 34a, 34b, respectivamente, que están en contacto en un estado ensamblado del componente glenoidal 12'.

30 A modo de ejemplo, el primer elemento de base 30 se fija al hueso durante la implantación del componente 12'. A continuación, el elemento de articulación 32 se fija al elemento de base 30 en una etapa siguiente. De este modo, el elemento de base 30 sirve como un anclaje que permite fijar el elemento de articulación 32 al hueso. Debe entenderse que el componente humeral 14 puede estar diseñado de manera análoga.

35 Las figuras 7a a 7c muestran el efecto de la geometría de la superficie de interfaz ósea sobre el régimen de esfuerzo y tensión durante la articulación de una forma generalizada.

40 En todos los casos mostrados, la carga que actúa sobre un componente protésico o implante  $a_1$ ,  $a_2$ ,  $a_3$  unido a un hueso b está representada por la flecha L. El esfuerzo resultante producido en el hueso b está indicado por pequeñas flechas 1.

45 En la figura 8a, tanto una superficie de interfaz ósea  $i_1$  de un implante  $a_1$  como la superficie ósea resecada  $i_2$  de hueso b, que recibe la superficie de interfaz ósea  $i_1$ , son esencialmente planas. Esta geometría conduce a fuerzas de tracción especialmente en las áreas indicadas por un círculo.

50 En la figura 8b, el implante  $a_2$  está provisto de una superficie de interfaz ósea convexa  $i_1$  que coopera con una superficie ósea resecada cóncava  $i_2$ . La carga L genera fuerzas de reacción compresivas en el extremo superior del implante  $a_1$ . En la parte inferior se generan fuerzas de tracción parásitas, indicadas nuevamente a modo de ejemplo por un círculo.

55 En la figura 8c, el implante  $a_3$  tiene una superficie de interfaz ósea cóncava  $i_1$  que coopera con una superficie ósea convexa resecada  $i_2$ . La carga L es realineada por esta geometría hacia una región central del implante  $a_3$ , reduciendo así en gran medida la aparición de fuerzas de tracción que son especialmente perjudiciales para la fijación de un implante a un hueso.

60 Las figuras 8a y 8b muestran otra realización 12" de un componente glenoidal con una superficie de interfaz ósea cóncava 29. Se puede ver que el componente glenoidal 12" es más macizo que los componentes glenoidales 12, 12' y que la curvatura de su superficie de articulación 16 es más grande.

65 La figura 9 muestra una porción de la escápula 36 de un paciente preparado para recibir el componente glenoidal 12". Una superficie ósea resecada adecuadamente 35 es convexa. La preparación implica sólo una resección ósea menor conservando, si fuera necesario, suficiente material óseo natural para revisiones posteriores de la prótesis de hombro.

La figura 10 muestra el componente glenoidal 12" fijado a la escápula 36. Debe entenderse que la fijación del componente glenoidal 12" puede implicar más de una clavija de fijación u otro medio de fijación adecuado en lugar, o además, de la clavija 28. Se puede utilizar cemento óseo para ayudar a la fijación del componente glenoidal 12" a la escápula 36.

La figura 11a muestra otra realización 12"" de un componente glenoidal provisto de una clavija de fijación relativamente maciza 28 - optimizada para un ajuste a presión - que se extiende desde la superficie de interfaz ósea 29. Se puede observar que un radio de curvatura  $r_1$  de la superficie de interfaz ósea 29 es menor que un radio de curvatura  $r_2$  de la superficie de articulación glenoidal 16. El centro del radio  $r_2$  se desplaza hacia el componente 12"" para compensar el hecho de que las superficies 29, 16 están separadas.

La figura 11b representa una vista posterior del componente glenoidal 12"" que revela que está provisto - además de una clavija 28 dispuesta centralmente - de orificios 38 de tornillo que pueden usarse para mejorar la fijación del componente glenoidal 12"" al hueso, si fuera necesario. Por supuesto, sólo se puede proporcionar un orificio 38 de tornillo o más de dos orificios 38 de tornillo.

La figura 12 muestra una realización 20' en forma de lente de un componente de cojinete glenohumeral según la presente revelación. Tanto la superficie de cojinete glenoidal 22 como la superficie de cojinete humeral 24 están definidas por una curvatura específica elegida adecuadamente teniendo en cuenta la curvatura de la correspondiente superficie de articulación 16, 18, respectivamente. Específicamente, la superficie de cojinete glenoidal 22 tiene un radio de curvatura  $r_3$  y la superficie de cojinete humeral 24 tiene un radio de curvatura  $r_4$ . Los radios de curvatura  $r_3$ ,  $r_4$  pueden elegirse según sea necesario, por ejemplo  $r_3 = r_4$ ,  $r_3 > r_4$ ,  $r_3 < r_4$ . Otros parámetros que podrían elegirse libremente para obtener la cinemática deseada son - entre otros - un diámetro  $d$  del componente de cojinete glenohumeral 20' o su espesor mínimo  $t_1$  y/o su grosor máximo  $t_2$ .

Las figuras 13 y 14 muestran otras realizaciones 20", 20"", respectivamente, de un componente de cojinete glenohumeral según la presente revelación. El componente de cojinete glenohumeral 20" mostrado en la figura 13 está dotado de un rebajo 40 en el centro de las superficies 22, 24, de manera que el contacto con las superficies de articulación 16, 18, respectivamente, se concentra en una región similar a un anillo alrededor del rebajo 40.

Como se puede ver en la figura 14, en lugar de los rebajos 40, se puede proporcionar un orificio 42 en una región central del componente de cojinete glenohumeral 20"" con el fin de ahorrar aún más material y reducir su peso. Hablando de manera figurada, el componente de cojinete glenohumeral 20"" tiene forma toroidal, es decir, se parece a un donut. La eliminación de material en una región central de los componentes de cojinete glenohumerales 20", 20"" no compromete la cinemática de la prótesis de hombro cuando se combina con componentes glenoidales y humerales adecuados.

La figura 15 revela otra realización 12"" de un componente glenoidal según la presente revelación. El componente glenoidal 12"" tiene una superficie de interfaz ósea cóncava 29 con un radio de curvatura  $r_5$  y una superficie de articulación glenoidal cóncava 16' con un radio de curvatura  $r_6$ . Los radios  $r_5$ ,  $r_6$  pueden ser iguales o diferentes.

A modo de ejemplo, se puede usar un componente glenoidal 12"", según se representa en la figura 15, en combinación con un componente humeral 14, como se muestra, por ejemplo, en las figuras 1 a 3. En la figura 16 se muestra un componente de cojinete glenohumeral adecuado 20"". Éste tiene una superficie de cojinete glenoidal convexa 22' y una superficie de cojinete humeral cóncava 24'. De este modo, el componente de cojinete glenohumeral 20"" tiene un aspecto más parecido a una judía en comparación con la forma similar a una lente de los componentes de cojinete glenohumeral 20, 20', 20", 20"".

Debe entenderse que el componente de cojinete glenohumeral 20"" también se puede usar en prótesis de hombro con una superficie de articulación glenoidal convexa y una superficie de articulación humeral cóncava.

Lista de números de referencia

10, 10'	prótesis de hombro
12, 12', 12", 12"", 12""'	componente glenoidal
14	componente humeral
16, 16'	superficie de articulación glenoidal
18	superficie de articulación humeral
20', 20", 20""', 20""'	componente de cojinete glenohumeral
22, 22'	superficie de cojinete glenoidal
24, 24'	superficie de cojinete humeral
26	húmero
28	clavija
29, 29'	superficie de interfaz ósea
30	elemento de base
32	elemento de articulación

## ES 2 647 629 T3

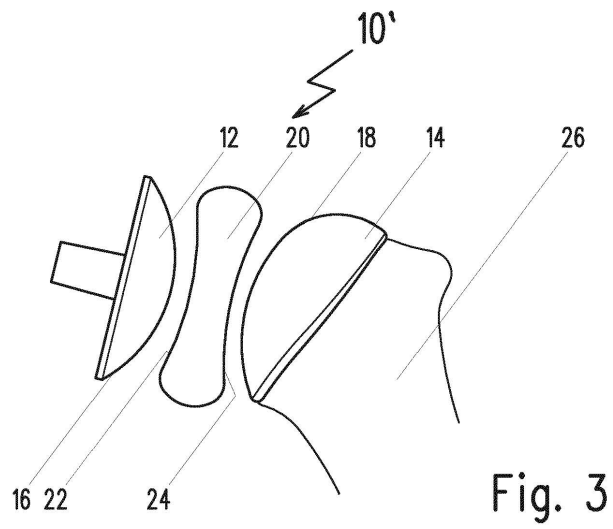
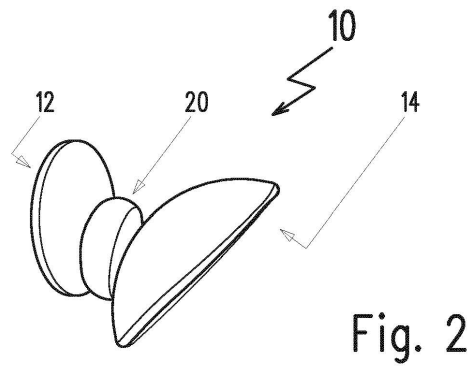
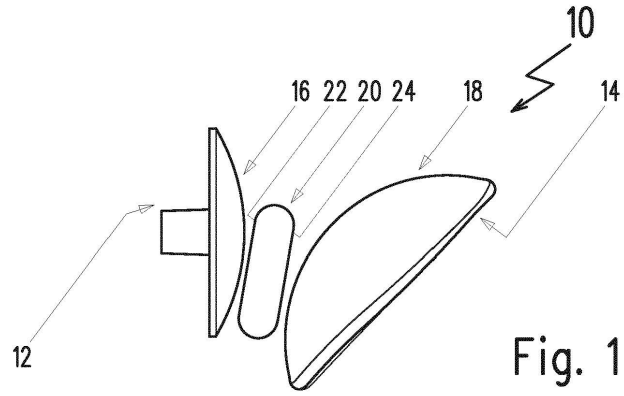
34a, 34b	superficie de contacto
35	superficie ósea reseçada
36	escápula
38	orificio de tornillo
40	rebajo
42	orificio
$r_1, r_2, r_3, r_4, r_5, r_6$	radio de curvatura
$a_1, a_2, a_3$	implante
L, 1	carga
b	hueso
$i_1$	superficie de interfaz ósea
$i_2$	superficie ósea reseçada
$t_1, t_2$	grosor
d	diámetro

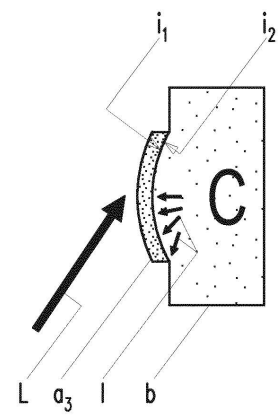
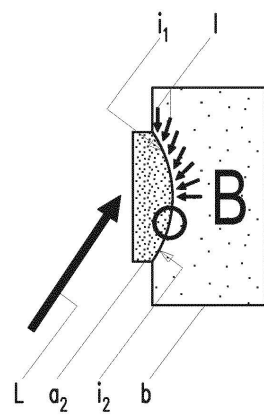
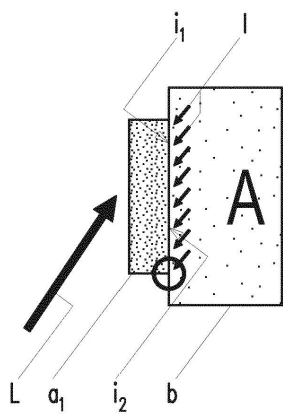
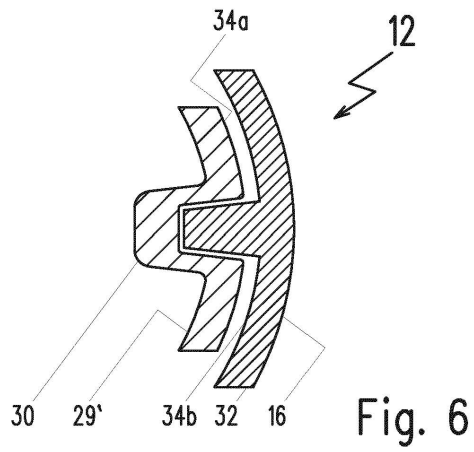
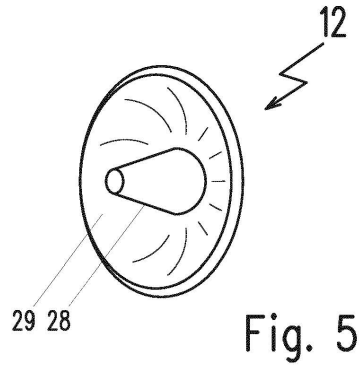
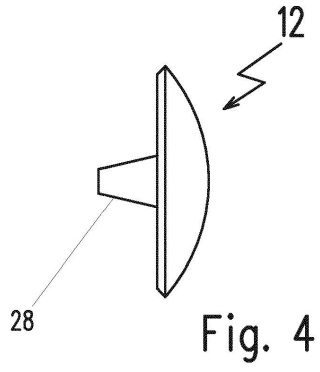


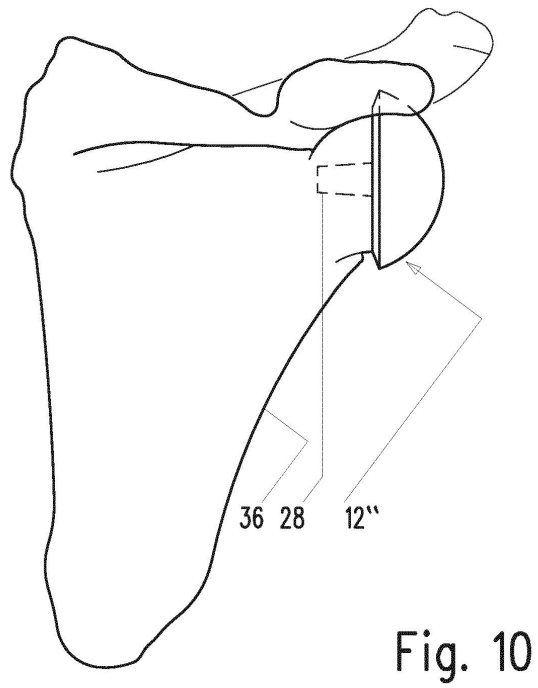
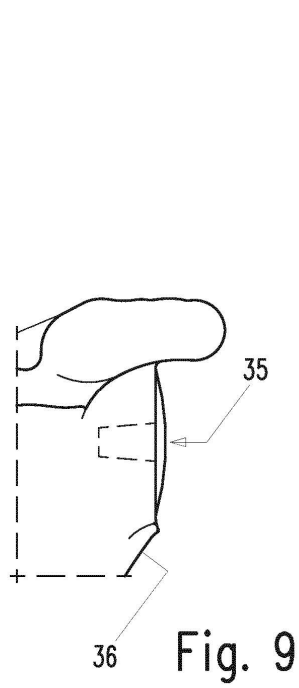
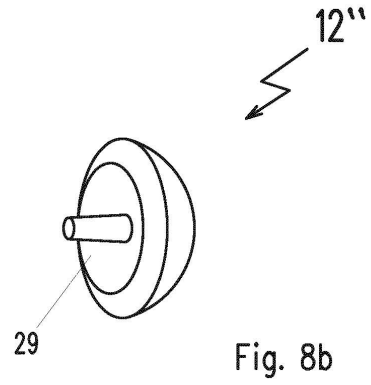
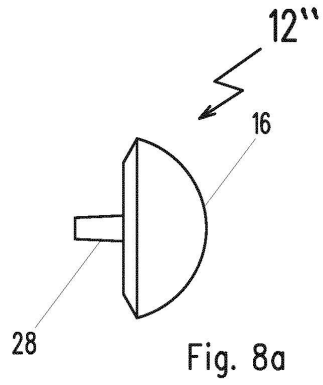
## REIVINDICACIONES

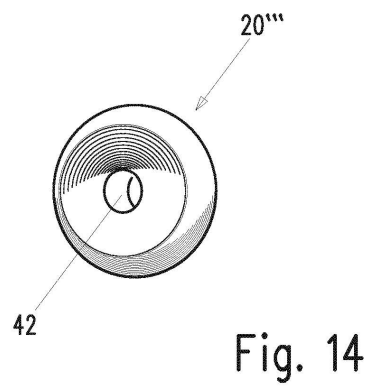
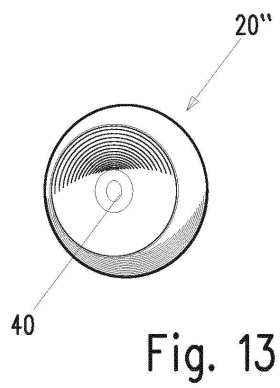
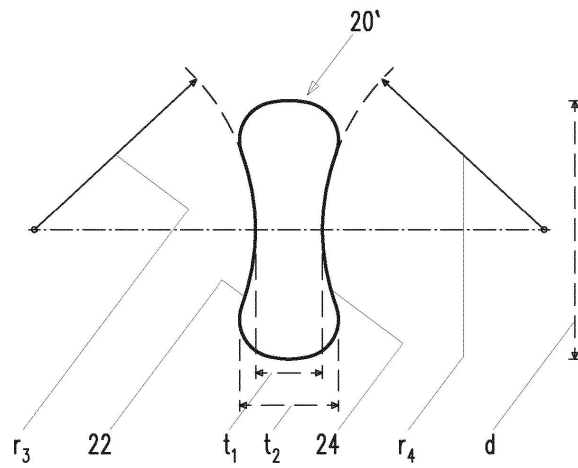
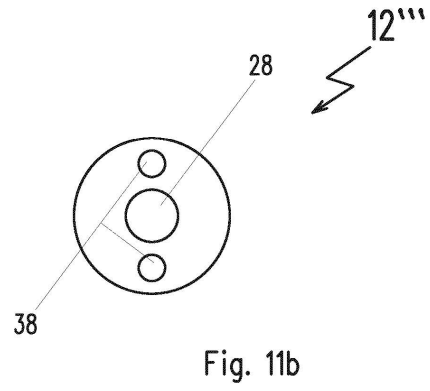
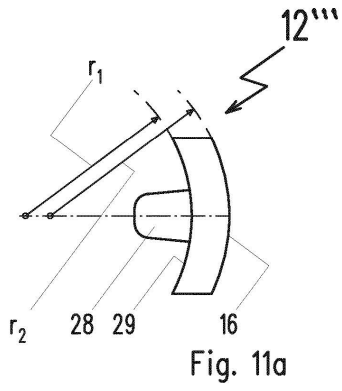
## 1. Prótesis de hombro que comprende:

- 5 un componente glenoidal (12, 12', 12'', 12''', 12''''') que tiene una superficie de articulación glenoidal (16, 16') y un componente humeral (14) que tiene una superficie de articulación humeral (18), y un componente de cojinete glenohumeral móvil separado (20, 20', 20'', 20''', 20''''') que comprende una superficie de cojinete glenoidal (22, 22') y una superficie de cojinete humeral (24, 24') dispuestas en lados opuestos del componente de cojinete glenohumeral (20, 20', 20'', 20''', 20'''''), en la que la superficie de cojinete glenoidal (22, 22') está adaptada para hacer contacto, en un estado implantado, con la superficie de articulación glenoidal (16, 16') y en la que la superficie de cojinete humeral (24, 24') está adaptada para hacer contacto, en un estado implantado, con la superficie de articulación humeral (18),
- 10 en la que al menos una de las superficies de cojinete glenoidal y humeral (22, 22', 24, 24') es cóncava, en la que el componente de cojinete glenohumeral (20, 20', 20'', 20''', 20''''') está adaptado para disponerse, en un estado implantado, entre el componente glenoidal (12, 12', 12'', 12''', 12''''') y el componente humeral (14), y en la que la superficie de articulación glenoidal (16) es convexa, **caracterizada por que** la superficie de articulación humeral (18) también es convexa.
- 15 2. Prótesis de hombro según la reivindicación 1, en la que el componente de cojinete glenohumeral (20, 20', 20'', 20''', 20''''') está adaptado, en un estado implantado de la prótesis de hombro, para ser móvil con respecto al componente glenoidal (12, 12', 12'', 12''', 12''''') y/o el componente humeral (14).
- 20 3. Prótesis de hombro según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en la que las superficies de cojinete glenoidal y humeral (22, 22', 24, 24') tienen curvaturas y/o tamaños diferentes.
- 25 4. Prótesis de hombro según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en la que el componente de cojinete glenohumeral (20'', 20''') comprende un rebajo central (40) en la superficie de cojinete glenoidal (22, 22') y/o una abertura central (42) que se extiende desde la superficie de cojinete glenoidal (22, 22') hasta la superficie de cojinete humeral (24, 24').
- 30 5. Prótesis de hombro según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en la que el componente glenoidal (12, 12', 12'', 12''', 12''''') comprende una interfaz ósea glenoidal (29, 29') dispuesta para ser unida a una escápula (36) de un paciente y/o en la que el componente humeral (14) comprende una interfaz ósea humeral dispuesta para ser unida a un húmero (26) de un paciente, en la que la interfaz glenoidal (29, 29') o la interfaz ósea humeral es cóncava.
- 35 6. Prótesis de hombro según la reivindicación 5, en la que la interfaz ósea glenoidal (29, 29') está dispuesta sobre un elemento de base glenoidal (30) que está adaptado para acoplarse con un elemento de articulación (32) del componente glenoidal (12'), que lleva la superficie de articulación glenoidal (16), a través de unos primeros medios de acoplamiento y/o en la que la interfaz ósea humeral está dispuesta sobre un elemento de base humeral que está adaptado para acoplarse con un elemento de articulación del componente humeral protésico, que lleva la superficie de articulación humeral, a través de unos segundos medios de acoplamiento.
- 40 7. Prótesis de hombro según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en la que el componente de cojinete glenohumeral (20, 20', 20'', 20''', 20''''') está hecho de cerámica y/o polietileno.
- 45 8. Prótesis de hombro según cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en la que la superficie de articulación glenoidal (16, 16'), la superficie de articulación humeral (18), la superficie de cojinete glenoidal (22, 22') y la superficie de cojinete humeral (24, 24') están diseñadas de tal manera y/o los materiales de dichos componentes se eligen de tal manera que un primer coeficiente de fricción entre la superficie de articulación glenoidal (16, 16') y la superficie de cojinete glenoidal (22, 22'), y un segundo coeficiente de fricción entre la superficie de articulación humeral (18) y la superficie de cojinete humeral (24, 24') son esencialmente equivalentes.
- 50









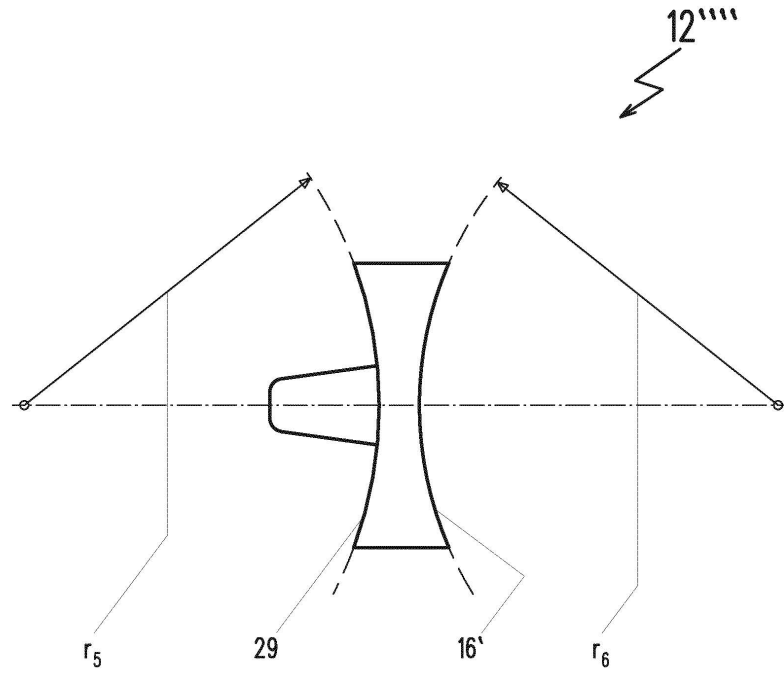


Fig. 15

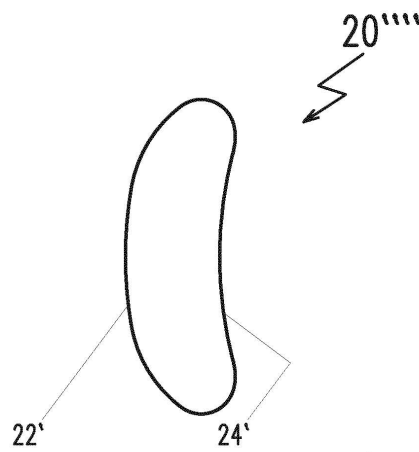


Fig. 16