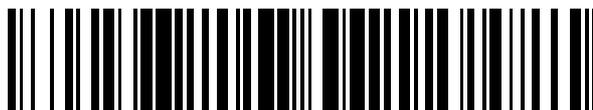


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 577 936**

51 Int. Cl.:

**A61F 2/30** (2006.01)

**A61F 2/28** (2006.01)

**A61L 24/00** (2006.01)

**A61F 2/38** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.08.2011 E 11817036 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **23.03.2016 EP 2603173**

54 Título: **Estructuras para uso en fijación de implantes ortopédicos**

30 Prioridad:

**12.08.2010 US 372902 P**

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

**19.07.2016**

73 Titular/es:

**SMITH & NEPHEW, INC. (100.0%)  
1450 East Brooks Road  
Memphis, TN 38116, US**

72 Inventor/es:

**LENZ, NATHANIEL MILTON y  
WILKINSON, ZACHARY CHRISTOPHER**

74 Agente/Representante:

**DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto**

**ES 2 577 936 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**

Estructuras para uso en fijación de implantes ortopédicos

**Campo la Invención**

5 La presente invención se refiere generalmente implantes ortopédicos, y más concretamente se refiere a estructuras y mecanismos para el anclaje, sujeción, retención, bloqueo y/o fijación de los componentes utilizados en asociación con prótesis de rodilla u otros implantes ortopédicos, al hueso.

**Antecedentes**

10 Las enfermedades y traumatismos que afectan a una o más superficies articulares de la articulación de rodilla son comúnmente tratadas mediante sustitución quirúrgica de las partes extremas de los huesos del fémur y la tibia por componentes de implante protésicos femorales y tibiales, y en algunos casos sustituyendo la rótula por un componente de implante de rótula. Tales procesos quirúrgicos a menudo son denominados como sustitución total de rodilla (TKR). En las cirugías TKR, un cirujano típicamente fija un par de componentes protésicos de articulación a la estructura del hueso del fémur y tibia del paciente; a saber, un componente de implante femoral fijado a la parte extrema inferior del hueso del fémur del paciente y un componente tibial fijado a la parte extrema superior del hueso de tibia del paciente.

15 Ciertas prótesis de rodilla, incluyendo, las prótesis de rodilla ilustradas y descritas en la Patente de Estados Unidos N° 7.326.252 concedida a Otto et al., incluyen componentes de implante femorales que tienen superficies interiores flexionadas o a contracorriente para facilitar el bloqueo del componente de implante femoral sobre una parte extrema inferior extirpada del hueso del fémur. Las superficies interiores del componente de implante femoral, tal como las superficies interiores anterior y posterior, pueden converger o estrecharse una hacia la otra en una dirección superior-inferior. Estos tipos de componentes de implante femoral a contracorriente se pueden instalar sobre el hueso del fémur girando al menos ligeramente el componente de implante femoral durante el desplazamiento axial sobre la parte extrema extirpada del hueso del fémur. De esta manera, se dice que el componente de implante femoral va a ser "rodado" sobre la parte extrema del hueso de fémur extirpado para alojar la configuración particular del componente y para capturar la parte extrema extirpada del hueso del fémur dentro de una región interior del componente de implante femoral.

20 Los componentes de implante femorales convencionales, que tienen superficies interiores anterior y posterior que están dispuestas generalmente paralelas entre sí, o que son ligeramente divergentes en una dirección superior a inferior, pueden ser instalados o impactados en una línea recta sobre la parte extrema extirpada del hueso del fémur generalmente a lo largo del eje anatómico del hueso del fémur. Estos componentes de implante femoral convencionales pueden utilizar clavijas o postes para asegurar más el componente de implante femoral en la parte extrema extirpada del hueso del fémur mediante la inserción de clavijas en los orificios preparados precortados en la parte extrema extirpada del hueso del fémur. Sin embargo, el procedimiento de instalación de "rodadura" expuesto anteriormente para instalar componentes de implante femorales que tienen superficies a contracorriente en una parte extrema extirpada del hueso del fémur puede dificultar si no evitar completamente el uso de clavijas o postes convencionales que están diseñados para impactar en una línea recta dado que las clavijas o postes corren el riesgo de abrirse o de dañar los orificios preparados y/o produciendo interferencias con los orificios preparados cuando el componente de implante femoral es girado sobre la parte extrema extirpada del hueso del fémur.

30 De este modo, existe la necesidad de proporcionar implantes ortopédicos con estructuras y mecanismos mejorados para el anclaje, sujeción, retención, bloqueo y/o fijación de los componentes utilizados en asociación con las prótesis de rodilla u otros implantes ortopédicos, a la parte extrema extirpada de un hueso, y métodos para instalar el implante ortopédico sobre la parte extrema extirpada del hueso. La presente invención satisface esta necesidad y proporciona beneficios y ventajas de una manera novedosa y no evidente. El documento US2009/0062926 describe un implante ortopédico que comprende un poste bioreabsorbible que se extiende desde una superficie de enfrentamiento de hueso del implante. El poste incluye una pluralidad de aletas. El documento US5312411 describe un implante que comprende un poste que está roscado y que recibe una pata de fijación roscada. La pata de fijación se extiende en una abertura formada en el fémur. El documento US5766255 describe un implante que comprende un sistema modular en el que las clavijas de fijación pueden estar montadas selectivamente en el implante. La clavija de fijación está unida al implante por medio de un anillo de expansión que se puede encajar en una cavidad de seguridad del implante.

**Sumario**

40 Aunque la invención cubierta en la presente está definida en la reivindicación 1 y sólo puede ser determinada con referencia a las reivindicaciones adjuntas a la misma, ciertas formas de la invención que son características de las realizaciones descritas aquí, se describen brevemente como sigue.

55 En una forma de la invención, se proporciona un implante ortopédico para la instalación en una parte extrema de un hueso. El implante incluye una parte de base y primera y segunda partes transversales que se extienden transversalmente desde la parte de base para definir con ello una región interna del implante dimensionada para la

recepción de la parte extrema del hueso en la misma. El implante incluye además al menos una estructura de anclaje que sobresale de la parte de base y está dimensionada y configurada para la recepción dentro de una abertura formada en la parte extrema del hueso. La estructura de anclaje se extiende a lo largo de un eje longitudinal e incluye un extremo proximal unido a la parte de base y un extremo distal opuesto, y la estructura de anclaje incluye además una superficie exterior ahusada que se estrecha hacia dentro en la dirección proximal a distal a lo largo del eje longitudinal.

En otra forma de la invención, el implante ortopédico está dispuesto para la instalación sobre una parte extrema de un hueso. El implante incluye una parte de base y al menos una estructura de anclaje que sobresale de la parte de base y está dimensionada y configurada para la recepción dentro de una abertura formada en la parte extrema del hueso. La estructura de anclaje se extiende a lo largo de un eje proximal e incluye un extremo proximal unido a la parte de base y un extremo distal opuesto, y la estructura de anclaje incluye además una superficie exterior ahusada que se estrecha hacia dentro en una dirección proximal a distal a lo largo del eje longitudinal. La estructura de anclaje incluye también una o más ranuras que se extienden en la superficie exterior ahusada, y el implante comprende además un material que puede fluir situado alrededor de al menos una parte de la superficie exterior ahusada de la estructura de anclaje y situado dentro de las ranuras, con el material que puede fluir configurado para curar o endurecer hasta alcanzar un estado endurecido. En una realización, las ranuras comprenden una pluralidad de ranuras circunferenciales que se extienden alrededor de la superficie exterior ahusada de la estructura de anclaje. En otra realización, el material que puede fluir comprende un material de cemento de hueso o un material de pegado de hueso.

En otra forma de la invención, un implante ortopédico está dispuesto para la instalación en una parte extrema de un hueso. El implante incluye una parte de base y primera y segunda partes transversales que se extienden transversalmente desde la parte de base para definir con ello una región interna del implante dimensionada para la recepción de la parte extrema del hueso en la misma, con la primera parte transversal definiendo una primera superficie de interfaz de hueso que converge hacia dentro con relación a una segunda superficie de interfaz de hueso mediante la segunda parte transversal en una dirección que se extiende alejándose de la parte de base. El implante incluye además al menos una estructura de anclaje que sobresale de la parte de base y que está dimensionada y configurada para la recepción dentro de una abertura formada en la parte extrema del hueso. La estructura de anclaje se extiende a lo largo de un eje longitudinal e incluye un extremo proximal unido a la parte de base y un extremo distal opuesto, y la estructura de anclaje incluye además una superficie exterior ahusada que define una curvatura cóncava que se extiende generalmente a lo largo del eje longitudinal y que se estrecha hacia dentro en una dirección proximal a distal a lo largo de dicho eje longitudinal.

Un método para instalar un implante ortopédico en una parte extrema de un hueso puede incluir proporcionar un implante ortopédico que incluye una parte de base, al menos una estructura de anclaje que sobresale de la parte de base, y primera y segundas partes transversales que se extienden transversalmente desde la parte de base para con ello definir una región interior del implante dimensionada para la recepción de la parte extrema del hueso en la misma, con la estructura de anclaje extendiéndose a lo largo de un eje longitudinal e incluyendo un extremo proximal unido a la parte de base y un extremo distal opuesto, e incluyendo la estructura de anclaje una superficie exterior ahusada que se estrecha hacia dentro en una dirección proximal a distal a lo largo del eje longitudinal. El método incluye además alinear generalmente la región interior del implante con la parte extrema del hueso, hacer rodar el implante ortopédico sobre la parte extrema del hueso desplazando el implante generalmente a lo largo de un eje longitudinal anatómico del hueso y girar el implante generalmente alrededor de un eje de pivote dispuesto transversal al eje longitudinal anatómico del hueso, e insertar la estructura de anclaje en la abertura formada en la parte extrema del hueso durante la rodadura. En una realización más, la estructura de anclaje incluye una o más ranuras que se extienden en la superficie exterior ahusada, y el método comprende además colocar un material que puede fluir alrededor de al menos una parte de la superficie exterior ahusada de la estructura de anclaje y dentro de las ranuras, y endurecer el material que puede fluir hasta alcanzar un estado endurecido. En una realización específica, las ranuras comprenden una pluralidad de ranuras circunferenciales que se extienden alrededor de la superficie exterior ahusada de la estructura de anclaje. En otra realización específica, el material que puede fluir comprende un material de cemento de hueso o un material de pegado de hueso.

Es un objetivo de la presente invención proporcionar implantes ortopédicos con estructuras y mecanismos mejorados para el anclaje, sujeción, retención, bloqueo y/o fijación de los componentes utilizados en asociación con las prótesis de rodilla u otros implantes ortopédicos, en la parte extrema de un hueso, y métodos para instalar el implante ortopédico en la parte extrema del hueso. Realizaciones, formas, características, aspectos, beneficios, objetos y ventajas adicionales de la presente solicitud se harán evidentes de la siguiente descripción detallada y las figuras proporcionadas con la misma.

### Breve descripción de los dibujos

La Fig. 1 es una vista lateral de un componente de implante femoral que tiene una estructura de anclaje de acuerdo con una forma de la presente invención como se muestra con respecto a la parte extrema extirpada de un hueso de fémur.

La Fig. 2 es una vista en planta de la parte extrema de hueso extirpada del hueso de fémur ilustrada en la Fig. 1

La Fig. 3 es una vista lateral aumentada de la estructura de anclaje ilustrada en la Fig. 1.

La Fig. 4 es una vista lateral aumentada de una estructura de anclaje de acuerdo con otra realización de la presente invención.

5 La Fig. 5 es una vista lateral del componente de implante femoral ilustrado en la Fig. 1, como está instalado en la parte extrema extirpada del hueso del fémur.

Las Figs. 6A – 6H son una serie de vistas laterales del componente de implante femoral ilustrado en la Fig. 1 durante la instalación sobre la parte extrema extirpada del hueso de fémur cuando el componente de implante femoral es girado y trasladado con respecto a la parte extrema extirpada del hueso del fémur.

10 La Fig. 7 es una vista en perspectiva de una placa de base tibial que tiene una estructura de anclaje de acuerdo con una forma de la presente invención.

La Fig. 8 es una vista en perspectiva lateral de un componente de implante femoral de dos compartimentos que tiene una estructura de anclaje de acuerdo con una forma de la presente invención.

La Fig. 9 es una vista en perspectiva lateral de un componente de implante femoral unicondilar que tiene una estructura de anclaje de acuerdo con una forma de la presente invención.

15 La Fig. 10 es una vista lateral en perspectiva de un componente de implante femoral que tiene una estructura de anclaje de acuerdo con otra forma de la presente invención.

La Fig. 11 es una vista lateral aumentada de la estructura de anclaje ilustrada en la Fig. 10.

La Fig. 12 es una vista lateral del componente de implante femoral ilustrado en la Fig. 10, como se muestra con respecto a una parte extrema extirpada de un hueso de fémur.

20 La Fig. 13 es una vista lateral del componente de implante femoral ilustrado en la Fig. 10, como está instalado en la parte extrema extirpada del hueso del fémur.

#### Descripción de las realizaciones ilustradas

25 Con el fin de favorecer el entendimiento de los principios de la presente invención, a continuación se hará referencia a las realizaciones ilustradas en los dibujos y se utilizará un lenguaje específico para describir las mismas. Sin embargo, se entenderá que no están destinadas a limitar el campo de la invención. Se contempla cualesquiera alteraciones y modificaciones adicionales en las realizaciones descritas, y cualesquiera aplicaciones de los principios de la invención descritos aquí como ocurriría normalmente a los expertos en la técnica a la que la invención se refiere.

30 Haciendo referencia a la Fig. 1, se muestra en la misma, una forma de implante ortopédico 10 configurado para el implante sobre una parte extrema de un hueso. En la realización ilustrada, el implante ortopédico 10 constituye un componente de implante femoral 10 configurado para el implante en una parte extrema inferior extirpada de un hueso de fémur B. Sin embargo, como se ha expuesto anteriormente, también se contemplan otros tipos y configuraciones de implantes ortopédicos para el implante o huesos de fémur, huesos de tibia u otras estructuras óseas.

35 En la realización ilustrada, el componente de implante femoral 10 generalmente incluye una parte de base 12, una parte transversal posterior 14 que se extiende transversalmente desde un extremo posterior de la parte de base 12, y una parte transversal anterior 16 que se extiende transversalmente desde un extremo anterior de la parte de base 12 y dispuesta generalmente opuesta a la parte trasversal posterior 14. El componente de implante femoral 10 incluye una región interna 18 limitada por la parte de base 12 y las partes transversales 14, 16 y una abertura 20  
40 está definida entre los extremos distales de las partes transversales anterior y posterior 14, 16 que comunica con la región interna 18. La abertura 20 está dimensionada para la recepción de la parte extrema inferior extirpada del hueso de fémur B a través de la misma para la colocación de la parte extrema inferior extirpada dentro de la región interior 18 del componente de implante femoral 10 (Fig. 5).

45 La parte de base 12 define una superficie o superficies de interfaz de hueso interno 22, la parte transversal posterior 14 define una superficie de interfaz de hueso interior 24 que se extiende a lo largo de un primer plano  $P_1$ , y la parte transversal anterior 16 define una superficie de interfaz de hueso 26 que se extiende a lo largo de un segundo plano  $P_2$ . El plano  $P_1$  que se extiende a lo largo de la superficie de interfaz de hueso 21 está ahusado con relación al plano  $P_2$  que se extiende a lo largo de la superficie de interfaz de hueso 26 en un ángulo de estrechamiento  $\alpha$ . Más concretamente, el plano  $P_1$  de la superficie de interfaz de hueso 24 converge hacia dentro con relación al plano  $P_2$   
50 de la superficie de interfaz de hueso 26 en un ángulo de estrechamiento  $\alpha$  en una dirección que se extiende alejándose de la parte de base 12 (es decir, en una dirección inferior a superior). De esta manera, se dice que el componente de implante femoral 10 tiene superficies de interfaz de hueso flexionadas o a contracorriente que convergen hacia dentro, una hacia otra cuando las partes transversales posterior y anterior 14, 16 se extienden desde un aspecto inferior del componente de implante femoral 10 (es decir, desde la parte de base 12) hacia un aspecto

superior del componente de implante femoral 10 (es decir, hacia los extremos distales de las partes transversales posterior y anterior 14, 16). En la realización ilustrada, las superficies de interfaz de hueso 22, 24 y 26 son sustancialmente llanas y planas. Sin embargo, en otras realizaciones, las superficies de interfaz de hueso 22, 24 y 26 pueden ser curvas, parcialmente curvas o curvilíneas. Adicionalmente, las superficies de interfaz de hueso 22, 24 y 26 pueden estar provistas de características de superficie que facilitan más el acoplamiento con el hueso y/o que facilitan la fusión ósea con los tejidos del hueso adyacentes. Tales características de superficie incluyen, por ejemplo, ranuras, poros, nervios, dientes, puntas, estriado, rugosidad superficial, u otras características de acoplamiento de hueso adecuadas. Por ejemplo, en la realización ilustrada, el componente de implante femoral 10 opcionalmente incluye al menos un nervio 28 que se extiende a lo largo de la superficie de interfaz de hueso 22 de la parte de base 12 para facilitar de manera adicional el acoplamiento con el hueso.

El componente de implante femoral 10 incluye al menos un sujetador o estructura de anclaje 30 que sobresale axialmente de la superficie de interfaz de hueso 22 de la parte de base 12 y en la región interior 18. En la realización ilustrada, la estructura de anclaje 30 está generalmente situada centralmente a lo largo de la superficie de interfaz de hueso 22. Sin embargo, se contemplan también otras posiciones y ubicaciones de la estructura de anclaje 30. Las estructuras de anclaje 30 están dimensionadas y conformadas para la recepción dentro de aberturas O formadas en la parte extrema extirpada del hueso de fémur B. Cada una de las estructuras de anclaje 30 tiene una longitud total / que se extiende generalmente a lo largo de un eje longitudinal L, e incluye un extremo proximal 30a unido a la parte de base 12 y un extremo distal opuesto 30b. En la realización ilustrada, la estructura de anclaje 30 generalmente incluye una parte de montura 32 que sobresale de la superficie de interfaz de hueso 22 de la parte de base 12, y una parte ahusada 34 que se extiende axialmente desde la parte de montura 32, cuyos detalles adicionales se exponen más adelante.

Cuando el componente de implante femoral 10 es instalado o rodado sobre la parte extrema extirpada del hueso de fémur B, las estructuras de anclaje 30 están dimensionadas y conformadas para la recepción dentro de las correspondientes aberturas O formadas en el hueso de fémur B sin arrancar o de otro modo traumatizar o dañar el tejido de hueso adyacente a las aberturas O. En la realización ilustrada las aberturas O en el hueso de fémur B incluyen una primera parte O<sub>1</sub> que tiene un tamaño y una forma correspondiente al tamaño y la forma de la parte de montura 32 de la estructura de anclaje 30, y una segunda parte O<sub>2</sub> que tiene un tamaño y forma que corresponde con el tamaño y forma de la parte ahusada 34 de la estructura de anclaje 30. Aunque las aberturas O han sido ilustradas y descritas teniendo una forma y configuración particulares, también se contemplan aberturas que tengan otras formas y configuraciones.

En una realización, las aberturas O pueden estar preformadas en la parte extrema extirpada del hueso de fémur B mediante una o más perforadoras, punzones u otras herramientas de corte adecuadas. Sin embargo, en las realizaciones, las aberturas O pueden ser formadas presionando las estructuras de anclaje 30 en los tejidos de hueso cuando el componente de implante femoral 10 es hecho rodar sobre la parte externa extirpada del hueso de fémur B. En otras palabras, en lugar de preformar las aberturas O en el tejido de hueso para recibir las estructuras de anclaje 30, las aberturas O pueden ser formadas durante la instalación del componente femoral 10 presionando las estructuras de anclaje 30 en el tejido de hueso. En particular, la formación de las aberturas O presionando las estructuras de anclaje 30 en el tejido de hueso proporcionará las aberturas O con un tamaño y forma que se corresponderán en gran medida al tamaño y forma de las estructuras de anclaje 30. En otras palabras, la formación de aberturas O presionando las estructuras de anclaje 30 en el tejido de hueso no creará una abertura sobredimensionada que tenga exceso de luz entre el tejido de hueso y las estructuras de anclaje 30.

En la realización ilustrada, el componente de implante femoral 10 incluye dos estructuras de anclaje 30 que sobresalen de la parte de base 12 que están dimensionadas y conformadas para la recepción dentro de un correspondiente par de aberturas O (Fig. 2) formadas en la parte extrema extirpada del hueso de fémur B. Sin embargo, se ha de entender que el componente de implante femoral 10 puede estar provisto de cierto número de estructuras de anclaje 30, que incluyen una única estructura de anclaje o tres o más estructuras de anclaje. Adicionalmente, aunque las estructuras de anclaje 30 están ilustradas sobresaliendo de la parte de base 12, se ha de entender que las estructuras de anclaje 30 pueden sobresalir de las partes transversales o bien posterior o bien anterior 14, 16.

Haciendo referencia en conjunto a las Figs. 1 y 3, en la realización ilustrada, la parte de montura 32 es de forma generalmente cilíndrica. Sin embargo, en otras realizaciones, la parte de montura 32 puede adoptar otras formas y configuraciones incluyendo, por ejemplo, una configuración hexagonal, una configuración rectangular, u otras formas y configuraciones adecuadas. En todavía otras realizaciones, la parte de montura 32 puede ser eliminada de manera que la parte ahusada 34 sobresalga directamente de la parte de base 12 del componente de implante femoral 10. En una realización, las estructuras de anclaje 30 están formadas integrales con la parte de base 12 (o las partes trasversales 14, 16) para definir una estructura de implante monolítica unitaria, de una pieza. Sin embargo, en otras realizaciones, las estructuras de anclaje 30 pueden estar formadas separadamente del resto del componente de implante femoral 10 y estar unidas a la parte de base 12 (o a las partes transversales 14, 16) mediante diversos métodos de unión, que incluyen, por ejemplo, soldadura, pegado, roscado, sujeción, sujeción con pasador o mediante cualquier otro método de unión adecuado.

En la realización ilustrada, la parte ahusada 34 incluye una superficie exterior ahusada 36 que se estrecha hacia

- dentro en la dirección proximal a distal a lo largo del eje longitudinal L, y una superficie extrema distal achaflanada o biselada 38 que se extiende desde la superficie exterior ahusada 36 hasta el extremo más distal de la estructura de anclaje 30. En una realización, la superficie ahusada 36 se extiende a lo largo de al menos una mitad de la superficie total / de la estructura de anclaje 30. En otra realización, la superficie ahusada 36 se extiende a lo largo de al menos dos tercios de la longitud total / de la estructura de anclaje 30. En una realización más, la superficie ahusada 36 se estrecha sustancialmente y totalmente a lo largo de la longitud de la parte ahusada 34 desde la parte de montura 32 hasta la superficie extrema achaflanada 38. Sin embargo, se ha de entender que en otra realización, la superficie ahusada 36 se puede extender a lo largo de otras longitudes de la estructura de anclaje 30 o se puede estrechar a lo largo de otras longitudes de la parte ahusada 34.
- En la realización ilustrada, la superficie ahusada 36 tiene una forma generalmente cónica para con ello proporcionar a la parte de ahusamiento 34 de una configuración cónica. Más concretamente, la superficie ahusada 36 tiene una forma generalmente troncocónica para con ello proporcionar a la parte ahusada de una configuración troncocónica. Sin embargo, se ha de entender que la superficie ahusada 36 puede estar provista de otras formas y configuraciones adecuadas. Sin embargo, en la realización ilustrada, la superficie ahusada 36 define una curvatura cóncava C que se extiende en una dirección proximal a distal a lo largo del eje longitudinal L. Adicionalmente, en la realización ilustrada, la curvatura cóncava C define un ángulo de ahusamiento variable y un gradiente de ahusamiento con relación al eje longitudinal L que disminuye en la dirección proximal a distal a lo largo del eje longitudinal L. En otras palabras, la curvatura cóncava C define un ángulo de ahusamiento más abrupto y se estrecha en un mayor grado a lo largo de la parte proximal de la superficie ahusada 36 en comparación con la parte distal de la superficie ahusada 36. En algunas realizaciones, la curvatura cóncava C se puede extender en un arco que tenga un radio de curvatura constante o uniforme. Sin embargo, en otras realizaciones, la curvatura cóncava C se puede extender a lo largo de un arco C que tenga un radio de curvatura variable.
- En una realización más, la curvatura cóncava C se extiende a lo largo de un radio de superficie cóncavo  $r_1$  que es mayor que un radio de superficie convexo máximo  $r_2$  de la otra estructura de anclaje 30 medido desde el eje longitudinal L. En algunas realizaciones, el radio de superficie cóncava  $r_1$  de la superficie ahusada 36 cae dentro del rango de principalmente 0,200 pulgadas a 0,500 pulgadas (5,08 mm a 12,7 mm), y en algunos casos es de aproximadamente 0,350 pulgadas (8,89 mm). En otras realizaciones, el radio de superficie convexo máximo  $r_2$  de la superficie ahusada 36 (y la base cilíndrica 32) es de aproximadamente 0,282 pulgadas (7,16 mm). Sin embargo, se ha de entender que estos tamaños son a modo de ejemplo y que se contemplan también otros tamaños. Adicionalmente, aunque la superficie de ahusamiento 34 ha sido ilustrada y descrita teniendo una forma y configuración particulares, se ha de entender que también se contemplan otras formas y configuraciones, incluyendo configuraciones en las que la superficie exterior ahusada 36 defina un ángulo de ahusamiento lineal y/o múltiples ángulos de ahusamiento, o en donde la superficie exterior ahusada 36 defina una configuración curvilínea.
- En la realización ilustrada, la estructura de anclaje 30 está generalmente configurada como una pata de sujeción que se extiende axialmente desde la parte de base 12 del componente de implante femoral 10. Sin embargo, en otras realizaciones, la estructura de anclaje 30 puede estar configurada como un pasador, una clavija, un poste, una aleta, una estría, o cualquiera otra estructura de anclaje o sujeción mecánica configurada para asegurar el componente de implante femoral 10 a la parte distal extirpada del hueso de fémur B. Adicionalmente, se ha de entender que la forma y configuración de la estructura de anclaje 30 no se limita a la mostrada en las figuras, sino que puede adoptar otras formas y configuraciones dependiendo del tipo y tamaño del implante con el que se va a utilizar la estructura de anclaje y la trayectoria a lo largo de la cual el implante es desplazado durante la instalación en la parte distal extirpada del hueso de fémur B. La curvatura de la superficie ahusada 36 puede estar determinada por una gran variedad de factores, que incluyen factores relacionados con el ángulo de desalineamiento entre la estructura de anclaje 30 y la abertura O en el hueso B dentro del cual está situada la estructura de anclaje 30. Algunos de estos factores incluyen, pero no se limitan a, la geometría del implante, (incluyendo el tamaño la forma y configuración del implante), la forma y/o el diámetro de la parte de montura 32 de la estructura de anclaje 30, el diámetro más pequeño de la estructura de anclaje 30, la altura de la estructura de anclaje 30 y/u otros aspectos geométricos de la estructura de anclaje 30.
- Haciendo referencia a la Fig. 4, en ella se muestra es otra realización de una estructura de anclaje 40 adecuada para utilizar en asociación con el componente de implante femoral 10 u otros componentes de implante. La estructura de anclaje 40 está configurada similar a la estructura de anclaje 30 ilustrada y descrita anteriormente, que incluye una parte de montura 42 y una parte ahusada 44 que define una superficie exterior ahusada 46 configurada similar a la superficie exterior ahusada 36 de la estructura de anclaje 30. Adicionalmente, la superficie exterior ahusada 46 define de manera similar una curvatura cóncava C que se extiende en una dirección proximal a distal a lo largo del eje longitudinal L, y una superficie extrema distal achaflanada 47 que se extiende desde la superficie ahusada 46 hasta el extremo más distal de la estructura de anclaje 40. Sin embargo, a diferencia de la parte de montura con forma cilíndrica 32 de la estructura de anclaje 32, la parte de base 42 tiene una configuración hexagonal que define una superficie exterior con forma hexagonal que tiene una serie de superficies aplanadas 43 configuradas para el acoplamiento con una herramienta de accionamiento rotacional tal como una llave inglesa (no mostrada). Adicionalmente, a diferencia de las estructuras de anclaje 30, la estructura de anclaje 40 incluye un vástago roscado 48 que se extiende axialmente desde la parte de base 42 y que define roscas externas 49 configuradas para el acoplamiento roscado con las roscas internas formadas en una correspondiente abertura roscada en la parte de base 12 o la parte trasversal 14, 16 del componente de implante femoral 10 para unir de

forma segura la estructura de anclaje 40 al componente de implante femoral 10.

Haciendo referencia a las Figs. 6A – 6H, se muestran en las mismas una serie de vistas laterales del componente de implante femoral 10 durante la instalación en la parte extrema extirpada del hueso del fémur B. Como se muestra en la Fig. 6A, la región interior 18 del componente de implante femoral 10 está inicialmente alineada generalmente con la parte extrema extirpada del hueso de fémur B. Como se muestra en las Figs. 6B – 6G, el componente de implante femoral 10 es entonces hecho rodar sobre la parte extrema extirpada del hueso de fémur B desplazando axialmente el componente de implante femoral 10 generalmente a lo largo del eje longitudinal anatómico del hueso de fémur B en la dirección de la flecha A, a la vez que se gira ligeramente el componente de implante femoral 10 generalmente alrededor de un eje de pivote/charnela dispuesto transversal al eje longitudinal anatómico del hueso de fémur B en la dirección de la flecha R. Adicionalmente, cuando el componente de implante femoral 10 es trasladado y girado (es decir es hecho rodar) con respecto a la parte extirpada del hueso de fémur B, las estructuras de anclaje 30 son insertadas gradualmente en las aberturas O formadas en la parte extrema extirpada del hueso de fémur B. Como se muestra en las Figs. 5 y 6H, cuando el componente de implante femoral 10 está totalmente instalado en la parte extrema extirpada del hueso de fémur B, las estructuras de anclaje 30 están totalmente insertadas en las aberturas O.

Como se ha de apreciar, el giro del componente femoral 10 sobre la parte extrema extirpada del hueso de fémur B en la dirección de la flecha R cuando el componente de implante femoral es trasladado axialmente en la dirección de la flecha A, permite que las superficies internas de contracorriente 24, 26 definidas por las partes transversales posterior y anterior 14, 16 del componente de implante femoral 10 despejen físicamente el hueso extirpado durante la instalación sobre el hueso de fémur B. En particular, si el componente 10 fue simplemente impactado en una línea recta sobre la parte extrema extirpada del fémur B, como típicamente es el caso con componentes de implante femorales que tienen superficies internas anterior y posterior que están dispuestas generalmente paralelas o ligeramente divergentes una con respecto a la otra, las superficies internas a contracorriente no despejarían físicamente la parte extrema extirpada del hueso de fémur B, interfiriendo así con, o evitando la instalación del componente femoral en el hueso de fémur B.

Como se ha indicado anteriormente, la estructura de anclaje 30 está dimensionada y configurada para la recepción dentro de la abertura O formada en la parte extrema extirpada del hueso de fémur B durante la instalación del componente femoral 10 en el hueso de fémur B. Dado que la parte ahusada 34 de la estructura de anclaje 30 tiene un perfil radial relativamente menor adyacente al extremo distal 30b con relación al extremo proximal 30a, la estructura de anclaje 30 puede ser insertada gradualmente en la abertura O sin arrancar ni traumatizar o dañar de otro modo el tejido de hueso adyacente a la abertura O. Además, el movimiento de la parte ahusada 34 a lo largo de la primera parte de abertura O<sub>1</sub> hacia la segunda parte de abertura O<sub>2</sub> cuando el componente de implante femoral 10 está instalado en la parte extrema extirpada del hueso de fémur B, ayuda a facilitar la rodadura del componente de implante femoral 10 sobre el hueso de fémur B. De esta manera, la primera abertura O<sub>1</sub> sirve como camino para la recepción de la parte ahusada 34 de la estructura de anclaje 30 cuando el componente femoral 10 es rodado sobre el hueso de fémur B para evitar la interferencia entre la parte ahusada 34 y el tejido de hueso adyacente. Específicamente, cuando el componente de implante femoral 10 es rodado sobre la parte extrema extirpada del hueso de fémur B, la parte ahusada de la estructura de anclaje 30 tiene espacio para desplazarse dentro de la primera parte de abertura O<sub>1</sub> sin interferir con los bordes que rodean la primera parte de abertura O<sub>1</sub> que podría, de otro modo, romper o arrancar en el tejido de hueso adyacente y hacer que la primera parte de abertura O<sub>1</sub> se ensanche, dando lugar con ello a la conservación del tejido de hueso que rodea la primera parte de abertura O<sub>1</sub>. Como se ha indicado anteriormente, en una realización, las aberturas O pueden estar preformadas en la parte extrema extirpada del hueso de fémur B para la recepción de las estructuras de anclaje 30. Sin embargo, en otras realizaciones, las aberturas O pueden ser formadas presionando las estructuras de anclaje 30 en el tejido de hueso cuando el componente de implante femoral 10 es hecho rodar sobre la parte extrema extirpada del hueso de fémur B.

Como se debería apreciar, el mantenimiento del tejido de hueso que rodea la primera parte de abertura de O<sub>1</sub> puede dar lugar a un acoplamiento más seguro de la parte de montura 32 de la estructura de anclaje 30 dentro de la primera parte de abertura O<sub>1</sub> cuando el componente femoral está totalmente insertado en la parte extrema extirpada del hueso de fémur B. Como se ilustra en la Fig. 5, una vez que el componente de implante femoral 10 está en su posición final sobre la parte extrema extirpada del hueso de fémur B, la parte ahusada 34 de la estructura de anclaje 30 es colocada de forma segura dentro de la segunda parte de abertura O<sub>2</sub> de la abertura O, y la parte de montura 32 de la estructura 30 es colocada de forma segura dentro de la primera parte de abertura O<sub>1</sub>. Debido al tamaño y forma de la estructura de anclaje 30 y de la abertura O del hueso B que se corresponden en gran medida con la otra (ambas son relativamente más pequeñas que las clavijas tradicionales y las aberturas de hueso preparadas utilizadas en combinación con los componentes de implante femorales estándar), la estructura de anclaje 30 tiene un encaje relativamente más apretado dentro de la abertura O en la que es recibida, y el implante femoral 10 está por tanto asegurado de forma más segura en la parte extrema extirpada del hueso de fémur B.

Se ha de entender que el uso de la estructura de anclaje 30 no se limita al uso con el componente femoral 10 ilustrado y descrito anteriormente, sino que también se puede utilizar en asociación con una gran variedad de componentes de implantes ortopédicos que incluyen, por ejemplo, el componente de implante de placa de base tibial 50 ilustrado en la Fig. 7, el componente de implante femoral bi-compartmental 60 ilustrado en la Fig. 8, el

componente de implante femoral unicondilar 70 ilustrado en la Fig. 9, componentes de implante en segmento (no mostrados), componentes de implante patelofemorales (no mostrados) y cualquier otro componente de implante ortopédico para el que puede ser deseable “rodar” sobre el componente de implante en lugar de impactar el componente de implante en una línea generalmente recta sobre la parte distal extirpada de un hueso, incluyendo los componentes de implante en los que las estructuras de sujeción o anclaje pueden ser útiles en la instalación y/o fijación/anclaje del componente de implante en la parte extrema de hueso.

Haciendo ahora referencia a las Figs. 10 – 13, se muestra un componente de implante femoral 100 de acuerdo con otra forma de la presente invención. Como se describirá con más detalle a continuación, el componente de implante femoral 100 está configurado similar al componente de implante femoral 10 ilustrado y descrito anteriormente excepto para la configuración particular de las estructuras de anclaje 130. En la realización ilustrada, las estructuras de anclaje 130 están configuradas para utilizar en asociación con el material que puede fluir 150 (Figs. 12 y 13) que está configurado para endurecerse hasta alcanzar un estado endurecido en el que no puede fluir, para asegurar más las estructuras de anclaje 130 dentro de las aberturas O' en el hueso de fémur B, cuyos detalles adicionales se describirán más adelante.

Haciendo referencia específicamente a la Fig. 10, el componente de implante femoral 100 está configurado similar al componente de implante femoral 10 ilustrado y descrito anteriormente, excepto para la configuración particular de las estructuras de anclaje. Igual que el componente de implante femoral 10, el componente de implante femoral 100 generalmente incluye una parte de base 112, una parte transversal posterior 113 que se extiende transversalmente desde un extremo posterior de la parte de base 112, y una parte transversal anterior 116 que se extiende transversalmente desde un extremo anterior de la parte de base 112 y dispuesta generalmente opuesta a la parte transversal posterior 114. El componente de implante femoral 100 incluye una región interior 118 limitada por la parte de base 112 y las partes transversales 114, 116, y una abertura 120 está definida entre los extremos distales de las partes transversales anterior y posterior 114, 115 que comunica con la parte interior 118. La abertura 120 está dimensionada para la recepción de la parte extrema inferior extirpada del hueso de fémur B a través de la misma para la colocación de la parte extrema inferior extirpada dentro de la región 118 del componente de implante femoral 100 (Figs. 12 y 13).

La parte de base 112 define una superficie o superficies de interfaz de hueso interior 122, la parte transversal posterior 114 define una superficie de interfaz de hueso interior 124, y la parte transversal anterior 116 define una superficie de interfaz de hueso interior 126. La superficie de interfaz de hueso 124 converge hacia dentro o se estrecha con relación a la superficie de interfaz de hueso 126 en una dirección que se extiende alejándose de la parte de base 112 (es decir, una dirección inferior a superior). De este modo, se dice que el componente de implante femoral 100 tiene superficies de interfaz de hueso flexionadas o a contracorriente que convergen una hacia la otra cuando las partes transversales posterior y anterior 114, 116 se extiende desde un aspecto inferior del componente de implante femoral 100 (es decir, la parte de base 112) hacia un aspecto superior del componente de implante femoral 100 (es decir, los extremos distales de las partes transversales posterior y anterior 114, 116). En la realización ilustrada, las superficies de interfaz de hueso 122, 124 y 126 son sustancialmente llanas y planas. Sin embargo, en otras realizaciones, las superficies de interfaz de hueso 122, 124 y 126 pueden ser curvadas, parcialmente curvadas o curvilíneas.

Adicionalmente, las superficies de interfaz de hueso 122, 124 y 126 pueden estar provistas de una serie de ranuras o canales 128 para facilitar el acoplamiento con el hueso y/o la fusión del componente de implante con el tejido de hueso adyacente. Si se utiliza cemento de hueso para anclar adicionalmente el componente femoral 100 a la parte extrema extirpada del hueso de fémur B, elemento de hueso puede ser dispersado dentro de las ranuras 128. Como se debería apreciar, algunas de las ranuras 128 pueden estar orientadas en una orientación anterior-posterior para el control del endurecimiento del cemento de manera que se incremente la estabilidad del componente de implante femoral 10 en una dirección media-lateral, mientras que algunas de las ranuras 128 pueden estar orientadas en una orientación media-lateral para el control del endurecimiento del cemento de manera que se incrementa la resistencia a la cizalla en la dirección inferior-superior y/o para evitar que el componente de implante femoral 10 se salga del hueso de fémur o B. En otras realizaciones, las superficies de interfaz de hueso 122, 124 y 126 pueden estar provistas de otras características de superficie que faciliten más el acoplamiento con el hueso y/o la fusión, incluyendo, por ejemplo, poros, nervios, dientes, puntas, estrías, rugosidad superficial, u otras características de acoplamiento adecuadas.

Haciendo referencia en conjunto a las Figs. 10 y 11, el componente de implante femoral 100 incluye al menos una estructura sujetadora o de anclaje 130 que sobresale axialmente de la superficie de interfaz de hueso interior 122 de la parte de base 112 y la interior de la región interna 118. En la realización ilustrada, la estructura de anclaje 130 está situada generalmente de forma centrada a lo largo de la superficie de interfaz de hueso 122. Sin embargo también se contemplan otras posibles y ubicaciones de la estructura de anclaje 130. La estructura de anclaje 130 está dimensionada para la recepción dentro de la abertura O' formada en la parte extrema extirpada del hueso de fémur B (Figs. 12 y 13). Cada una de las estructuras de anclaje 130 tiene una longitud total  $l$  que se extiende generalmente a lo largo de un eje longitudinal  $L$  e incluye un extremo proximal 130a unido a la parte de base 112 y un extremo distal opuesto 130b. En la realización ilustrada, la estructura de anclaje 130 generalmente incluye una parte de montura 132 que sobresale de la superficie de interfaz de hueso 122 de la parte de base 112, una parte ahusada 134 que se extiende axialmente desde la parte de montura 132 y que define una superficie exterior

ahusada 136, y un vástago de conexión 138 que se extiende axialmente desde la parte de montura 132 opuesta a la parte ahusada 134 y configurado para acoplarse con la parte de base 112 del componente femoral 100.

En la realización ilustrada, la parte de montura 132 tiene una configuración hexagonal que define una superficie exterior con forma hexagonal que tiene una serie de superficies planas 133 configuradas para el acoplamiento con una herramienta de accionamiento rotacional tal como una llave inglesa (no mostrada). Sin embargo, en otras realizaciones, la parte de montura 132 puede adoptar otras configuraciones tales como, por ejemplo, una configuración cilíndrica, una configuración rectangular, u otras formas y configuraciones adecuadas. En todavía otras realizaciones, la parte de montura 132 puede ser eliminada de manera que la parte ahusada 134 sobresale directamente de la parte de base 112 del componente de implante femoral 100. En la realización ilustrada, el vástago de conexión 138 está roscado de manera que define roscas externas 139 configuradas para el acoplamiento por rosca con las riscalas internas formadas en una correspondiente abertura roscada (no mostrada) en la parte de base 112 (o una parte transversal 114, 116) del componente de implante femoral 100 para unir de forma segura la estructura de anclaje 130 al componente de implante femoral 100. Sin embargo, también se contemplan otras formas y configuraciones del vástago de conexión 138. Adicionalmente, en otras realizaciones, las estructuras de anclaje 130 pueden estar formadas con la parte de base 112 (o las partes transversales 114, 116) para con ello definir una estructura de implante monolítica, unitario, de una pieza. En todavía otras realizaciones, las estructuras de anclaje 130 pueden estar unidas a la parte de base 112 (o las partes transversales 114, 116) mediante diversos métodos de unión que incluyen, por ejemplo, soldadura, unión, sujeción, unión con pasador, o mediante otro método de unión adecuado.

En la realización ilustrada, la parte ahusada 134 incluye una superficie exterior ahusada 136 que define una curvatura cóncava C que se extiende en una dirección proximal a distal a lo largo del eje longitudinal L y que se estrecha hacia dentro en una dirección proximal a distal a lo largo del eje longitudinal L, y una superficie extrema distal achaflanada o biselada 137 que se extiende desde la superficie exterior ahusada 136 hasta el extremo más distal de la estructura de anclaje 130. En una realización, la superficie exterior ahusada 136 está configurada similar a la superficie exterior ahusada 36 de la estructura de anclaje 30. Por consiguiente, se ha de entender que las características y aspectos descritos anteriormente con respecto a la superficie exterior ahusada 36 de la estructura de anclaje 30 también se aplican a la superficie exterior ahusada 136 de la estructura de anclaje 130. Sin embargo, a diferencia de la superficie exterior ahusada sustancialmente suave ininterrumpida 36 de la estructura de anclaje 30, la superficie exterior 136 de la estructura de anclaje 130 está provista de una serie de ranuras circunferenciales 140 que se extiende alrededor del eje longitudinal L. Como se describirá con más detalle más adelante, las ranuras circunferenciales 140 está configuradas para la recepción de un material que puede fluir 150 que endurece o cura hasta alcanzar un estado endurecido en el que no puede fluir para asegurar adicionalmente la estructura de anclaje 130 dentro del tejidos de hueso y para evitar que las estructuras de anclaje 130 extraigan el material curado/endurecido 150.

En la realización ilustrada, las ranuras circunferenciales 140 tienen cada una, una parte recortada plana 142, una parte redondeada curvada 144, y una parte plana en ángulo 146 que coopera con la otra para proporcionar a las ranuras circunferenciales 140 con una configuración arqueada o con forma de arco. La parte recortada generalmente plana 142 se extiende desde la superficie exterior ahusada 136 y está dispuesta generalmente perpendicular o normal al eje longitudinal L de la superficie de anclaje 130. La parte redondeada o curvada 144 se extiende desde la parte plana 142 y se extiende generalmente a lo largo de un radio de curvatura uniforme. La parte en ángulo 146 se extiende desde la parte curvada 144 y está en ángulo oblicuo con respecto al eje longitudinal L. En una realización, la parte plana en ángulo 146 está ahusada aproximadamente 45 grados con relación al eje longitudinal L. Aunque las ranuras circunferenciales 140 están ilustradas y han sido escritas teniendo una forma y configuración particular, se ha de entender que también se contemplan otras formas y configuraciones. Por ejemplo, las ranuras 140 pueden estar configuradas alternativamente como una única ranura helicoidal que se extiende alrededor del eje longitudinal L de la estructura de anclaje 130, o puede estar configuradas para extenderse en otras direcciones, incluyendo a lo largo del eje longitudinal L. También, en lugar de tener una configuración arqueada con forma de arco, las ranuras 140 alternativamente pueden estar puestas de una configuración semicircular, una configuración triangular, una configuración curvilínea, o cualquier otra configuración adecuada. Adicionalmente, aunque la realización ilustrada en la estructura de anclaje 130 incluye cuatro de las ranuras circunferenciales 140, se ha de entender que la estructura de anclaje 130 puede estar provista de cualquier número de ranuras, incluyendo una única ranura, dos ranuras, tres ranuras, o cinco o más ranuras.

Haciendo referencia a las Figs. 12 y 13, al igual que el componente de implante femoral 10 ilustrado y descrito anteriormente, el componente de implante femoral 100 es instalado o hecho rodar sobre la parte extrema extirpada del hueso de fémur B mediante el desplazamiento generalmente axial a lo largo del eje longitudinal anatómico del hueso de fémur B en la dirección de la flecha A, a la vez que se gira ligeramente el componente de implante femoral 100 generalmente alrededor de un eje de pivote/charnela dispuesto transversal al eje longitudinal anatómico del hueso de fémur B en la dirección de la flecha R. Adicionalmente, cuando el componente de implante femoral 100 es trasladado y girado (es decir rodado) con respecto a la parte extrema extirpada del hueso de fémur B, las estructuras de anclaje 130 son insertadas gradualmente en las aberturas O' formadas en la parte extrema extirpada del hueso de fémur B.

Cada una de las estructuras 130 está dimensionada y conformada para la recepción dentro de aberturas O' correspondientes durante la instalación en la parte extrema extirpada del hueso de fémur B sin arrancar o traumatizar o dañar de otro modo el tejido de hueso adyacente a las aberturas O'. En la realización ilustrada, cada una de las aberturas O' formadas en el hueso de fémur B incluye una parte con forma cilíndrica O<sub>1</sub>' que se extiende axialmente desde la superficie exterior del hueso de fémur B y que tiene un diámetro ligeramente mayor que la distancia entre un par opuesto de las superficies planas 133 de la parte de montura con forma hexagonal 132 de la estructura de anclaje 130, y una parte extrema con forma crónica O<sub>2</sub>' que generalmente se estrecha hasta un punto. Las aberturas O' pueden estar preformadas en la parte extrema extirpada del hueso de fémur B mediante una o más perforadoras, punzones u otras herramientas de corte adecuadas.

En una realización, el componente de implante femoral 100 incluye dos estructuras de anclaje 130 que sobresalen de la parte de base 112 y que están dimensionadas y conformadas para la recepción dentro de un par correspondiente de aberturas O' formadas en la parte extrema extirpada del hueso de fémur B. Sin embargo, se ha de entender que el componente de implante femoral 100 puede estar provisto de cualquier número de estructuras de anclaje 130, incluyendo una única estructura de anclaje o tras o más estructuras de anclaje. Adicionalmente, aunque las estructuras de anclaje 130 están ilustradas sobresaliendo de la parte de base 112, se ha de entender que las estructuras de anclaje 130 pueden sobresalir de las partes transversales o bien anterior o bien posterior 114, 116. Se ha de entender que aunque las aberturas O' hayan sido ilustradas y descritas teniendo una forma y configuración particular, también se contemplan aberturas que tengan otras formas y configuraciones. Como se ilustra en las Figs. 12 y 13, en una realización, antes de la instalación del componente femoral en una parte extrema extirpada del hueso de fémur B, cada abertura O' se rellena parcialmente con un material que puede fluir 150 que cura o endurece hasta alcanzar un estado endurecido en el que no puede fluir. En una realización específica, el material que puede fluir 150 comprende cemento de hueso, o pegamento de hueso, cuyo fin de explicará más adelante.

Como se muestra en la Fig. 13, cuando el componente de implante femoral 100 es instalado en la parte extrema extirpada del hueso de fémur B, las estructuras de anclaje 130 son insertadas totalmente en las aberturas O'. Como se ha indicado anteriormente, antes de la instalación del componente femoral 100 en la parte extrema extirpada del hueso de fémur B, cada una de las aberturas O' es parcialmente rellena de cemento de hueso 150 u otro material endurecible/curable. Cuando las estructuras de anclaje 130 son insertadas en las aberturas O', el cemento de hueso 150 fluye alrededor de las partes ahusadas 134 de los anclajes de hueso 130 y al interior de las ranuras circunferenciales 140 de manera que rodean totalmente las partes ahusadas 134. Adicionalmente, el cemento de hueso 150 también puede fluir alrededor y rodear al menos parcialmente las partes de base 132 de los anclajes de hueso 130. Después de un cierto periodo de tiempo, el cemento de hueso 150 cura y se endurece alrededor de la parte ahusada 134 y la parte de montura 132, con lo que se proporciona una pata de sujeción con forma cilíndrica que tiene una forma similar a la de la pata de sujeción con forma cilíndrica convencional utilizada en combinación con las estructuras de implante ortopédicas tradicionales. Como se debería apreciar, el cemento de hueso endurecido 150 asegura adicionalmente las estructuras de anclaje 130 con la abertura O' formada en el hueso B, con lo que se asegura adicionalmente el componente de implante femoral 100 al hueso de fémur B y se inhibe la retirada del componente femoral 100 del hueso de fémur B. Adicionalmente, el cemento de hueso situado dentro de las ranuras circunferenciales 140 evita o inhibe de otro modo que las estructuras de anclaje 130 extraigan el cemento de hueso curado/endurecido 150. Específicamente, las partes recortadas 142 de las ranuras circunferenciales 140 proporciona un hombro o saliente que se apoya contra el cemento de hueso 150 para evitar o inhibir de otro modo que las estructuras de anclaje 130 extraigan el cemento de hueso curado/endurecido 150.

En la realización ilustrada, antes de la instalación del componente femoral 100 en la parte extrema extirpada del hueso de fémur B, cada una de las aberturas O' es llenada parcialmente con el cemento de hueso 150. Sin embargo, en otras realizaciones, el cemento de hueso 150 puede ser inyectado en las regiones abiertas alrededor de las estructuras de anclaje 130 después de que las estructuras de anclaje 130 sean insertadas en las aberturas O'. Por ejemplo, en una realización alternativa, las estructuras de anclaje 130 pueden estar provistas de una abertura axial (no mostrada) y una o más aberturas (no mostradas) que comunican entre la abertura axial y la superficie exterior 136 de la parte ahusada y/o las ranuras circunferenciales 140. Un dispositivo de suministro de cemento de hueso (no mostrado) puede ser colocado en comunicación con una abertura axial, y el cemento de hueso 150 puede ser inyectado en la abertura axial, fuera de las aberturas transversales, y dentro de las regiones abiertas entre las paredes laterales de las aberturas O' y las estructuras de anclaje 130. También se contemplan otros métodos adecuados para la inyección de cemento de hueso 150 en las regiones abiertas entre la pared lateral de las aberturas O' y las estructuras de anclaje 130.

Como se ha indicado anteriormente, en una realización, el material que puede fluir 15' que cura o endurece hasta alcanzar un estado endurecido en el que no puede fluir constituye un cemento de hueso o un pegamento de hueso. Sin embargo, se ha de entender que también se contemplan otros tipos adecuados de material que puede fluir que cura o endurece hasta alcanzar un estado endurecido en el que no puede fluir para utilizar en asociación con el componente femoral 100. adicionalmente, el material que puede fluir 150 puede incluir materiales o sustancias estimulantes del crecimiento del hueso tales como material de injerto de hueso o proteínas morfogénicas de hueso (BMP), materiales o sustancias terapéuticas, o cualesquiera otros materiales o sustancias biocompatibles que se le ocurran a un experto en la técnica.

Se ha de entender que cualesquiera ejemplos experimentales, o resultados experimentales proporcionados en la presente, están destinados a ser ilustrativos de la presente invención y no deben limitar o restringir el campo de la invención. Además, cualquier teoría, mecanismo de funcionamiento, prueba, o conclusiones expuestas aquí, se interpreta como mejora adicional de la presente invención y no está destinada a limitar la presente invención en ninguno de tal teoría, mecanismo de funcionamiento, prueba, o conclusión. En la lectura de las reivindicaciones, palabras tales como “un”, “una”, “al menos una” y “al menos una parte” no están destinadas a limitar las reivindicaciones a sólo un elemento a menos que se establezca lo contrario. Además, cuando se utiliza las expresiones “al menos una parte” y/o “una parte”, las reivindicaciones pueden incluir una parte y/o todo el elemento a menos que se especifique lo contrario. Adicionalmente, cuando se utiliza el término “distal” con respecto a una estructura, el término se refiere al extremo alejado de la estructura, y cuando se utiliza el término “proximal” con respecto a una estructura, el término se refiere al extremo cercano de la estructura.

Diversos cambios y modificaciones a las realizaciones descritas aquí será evidentes para los expertos en la técnica, y tales cambios y modificaciones se pueden realizar sin que se salgan del campo de la invención y sin disminuir sus ventajas deseadas. Adicionalmente, aunque la invención se ha ilustrado y descrito con detalle en los dibujos y en la descripción anterior, se considera que la misma tiene un carácter ilustrativo y no limitativo, entendiéndose que sólo se han mostrado y descrito las realizaciones seleccionadas y que se desee proteger todos los cambios, equivalencias, y modificaciones que caigan dentro del campo de las siguientes reivindicaciones.

**REIVINDICACIONES**

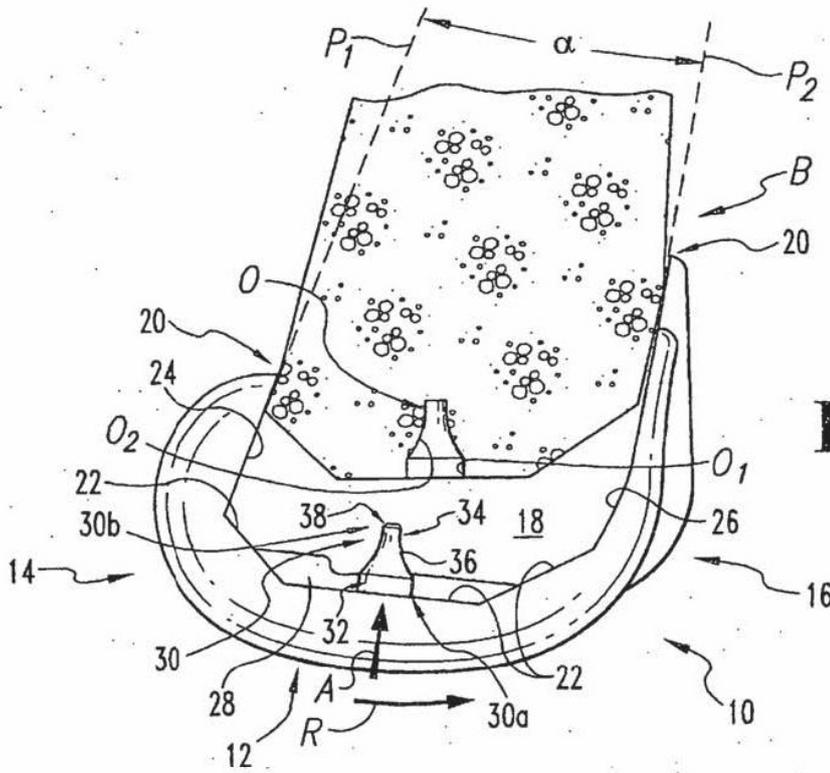
1. Un implante ortopédico (10, 50, 60, 70, 100) para la instalación en una parte extrema de un hueso (B) que comprende:
  - 5 una parte de base (12, 112) y primer y segunda partes transversales (14, 16, 114, 116) que se extienden transversalmente desde dicha parte de base (12, 112) para con ello definir una región interior (18, 118) del implante (10, 100) dimensionada para la recepción de la parte extrema de dicho hueso (B) en la misma: y
  - 10 al menos una estructura de anclaje (30, 130) que sobresale de dicha parte de base (12, 112) y dimensionada y configurada para la recepción dentro de una abertura (O, O') formada en la parte extrema del hueso (B), extendiéndose dicha estructura de anclaje (30, 130) a lo largo de un eje longitudinal (L) e incluyendo un extremo proximal (30a, 130a) unido a dicha parte de base (12, 112) y un extremo distal opuesto (30b, 130b), incluyendo dicha estructura de anclaje (30, 130) una superficie exterior ahusada (36, 136) que se estrecha hacia dentro en una dirección proximal a distal a lo largo de dicho eje longitudinal (L), en donde dicha primera parte transversal (14, 114) define una primera superficie de acoplamiento de hueso (26, 126) definida por dicha segunda parte transversal (16, 116) caracterizada porque dicha primera superficie de acoplamiento de hueso (24, 124) definida por dicha primera parte transversal (14, 114) converge hacia dentro con relación a dicha segunda superficie de acoplamiento de hueso (26, 126) definida por dicha segunda parte transversal (16, 116) en una dirección que se extiende alejándose de dicha parte de base (12, 112).
  2. El implante ortopédico de la reivindicación 1, en el que dicha superficie exterior ahusada (36, 136) de dicha estructura de anclaje (30, 130) define un ángulo de ahusamiento variable con relación a dicho eje longitudinal (L) que disminuye en una dirección proximal a distal a lo largo de dicho eje longitudinal (L).
  3. El implante ortopédico de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicha superficie exterior ahusada (36, 136) de dicha estructura de anclaje (30, 130) define una curvatura cóncava (C) que se extiende en una dirección proximal a distal a lo largo de dicho eje longitudinal (L).
  4. El implante ortopédico de la reivindicación 3, en el que dicha curvatura cóncava (C) define una velocidad de variación de ahusamiento con relación al eje longitudinal (L) que disminuye en la dirección proximal a distal a lo largo de dicho eje longitudinal (L).
  5. El implante ortopédico de la reivindicación 3, en el que dicha curvatura cóncava (C) se extiende a lo largo de un radio de superficie cóncava ( $r_1$ ) que es mayor que un radio de superficie convexa ( $r_2$ ) de dicha estructura de anclaje (30, 130) medido desde dicho eje longitudinal (L).
  6. El implante ortopédico de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicha estructura de anclaje (30, 130) tiene una configuración generalmente cónica.
  7. El implante ortopédico de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicha estructura de anclaje (30, 130) tiene una forma troncocónica.
  8. El implante ortopédico de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicha superficie ahusada exterior (36, 136) de dicha estructura de anclaje (30, 130) se extiende a lo largo de al menos la mitad de la longitud total (l) de dicha estructura de anclaje (30, 130).
  9. El implante ortopédico de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicha superficie exterior ahusada (36, 136) de dicha estructura de anclaje (30, 130) se extiende a lo largo de al menos dos tercios de la longitud total (l) de dicha estructura de anclaje (30, 130).
  10. El implante ortopédico de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, que comprende además una segunda de dicha estructura de anclaje (30, 130) que se extiende desde una de dicha parte de base (12, 112) y dicha primera y segunda partes transversales (14, 16, 114, 116), estando dicha segunda estructura de anclaje (30, 130) dimensionada y configurada para la recepción dentro de dicha segunda apertura (O, O') formada en la parte extrema del hueso (B).
  11. El implante ortopédico de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicha estructura de anclaje (30, 130) incluye una parte de montura (32, 132) que sobresale de dicha parte de base (12, 112) hasta dicha superficie exterior ahusada (36, 136).
  12. El implante ortopédico de la reivindicación 11, en el que dicha parte de montura (32, 132) de dicha estructura de anclaje (30, 130) incluye un vástago roscado (138) configurado para el acoplamiento roscado dentro de la abertura roscada en dicha parte de base (12, 112).
  13. El implante ortopédico de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicha estructura de anclaje (130) incluye una o más ranuras (140) que se extienden en dicha superficie exterior ahusada (136);

y

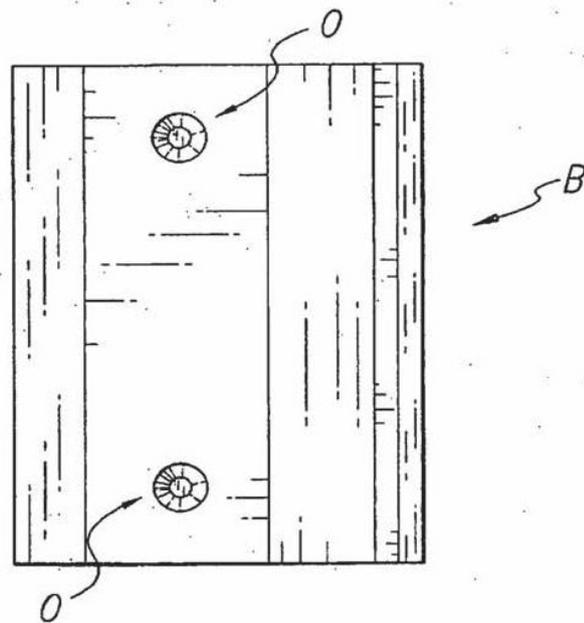
que comprende además un material que puede fluir (150) colocado alrededor de al menos una parte de dicha superficie exterior ahusada (136) de dicha estructura de anclaje (130) y dentro de dichas ranuras (140), estando dicho material que puede fluir (150) configurado para curar hasta alcanzar un estado endurecido.

5 14. El implante ortopédico de la reivindicación 13, en el que dicha una o más ranuras (140) comprenden una pluralidad de ranuras circunferenciales (140) que se extienden alrededor de dicha superficie exterior ahusada (136) de dicha estructura de anclaje (130).

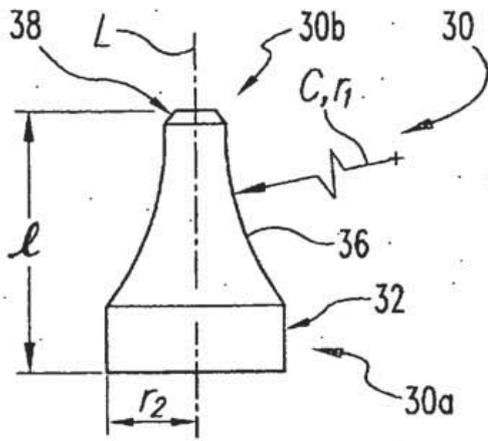
15. El implante ortopédico de la reivindicación 13, en el que dicho material que puede fluir (150) comprende un material de cemento de hueso.



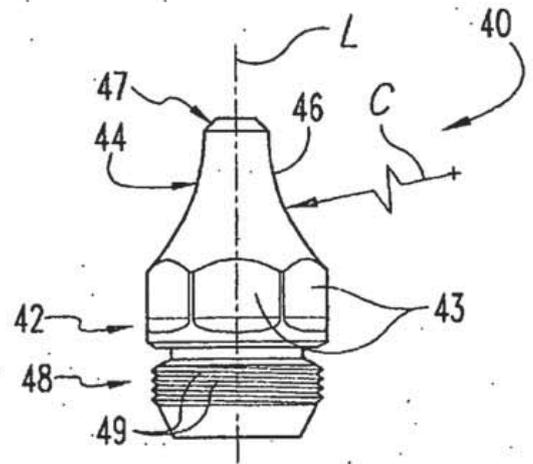
**Fig. 1**



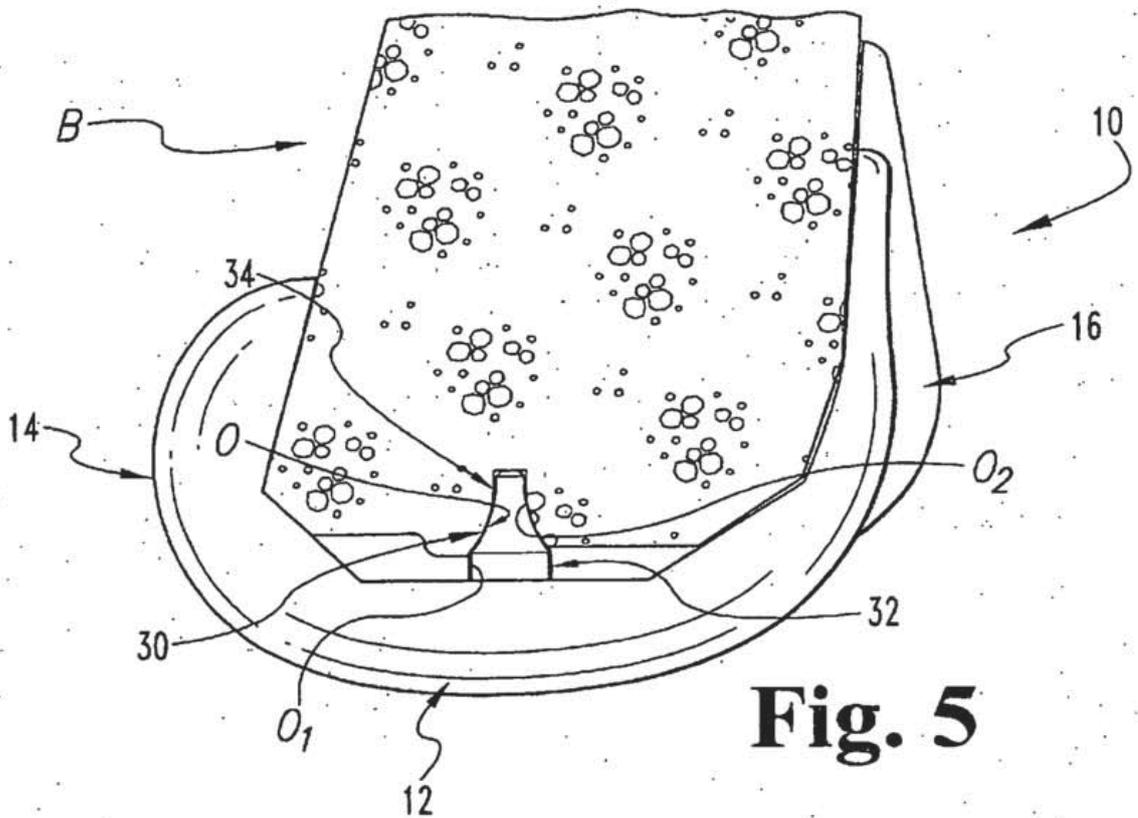
**Fig. 2**



**Fig. 3**

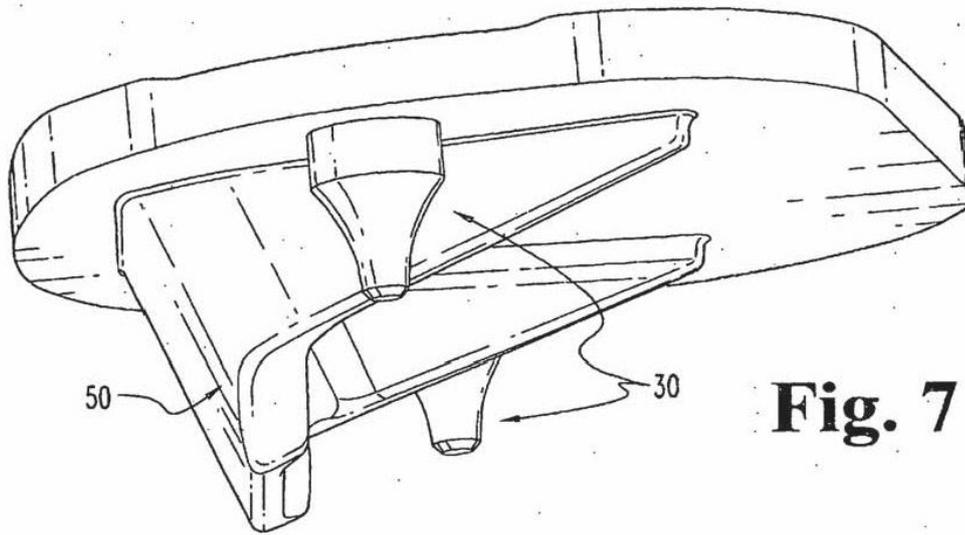


**Fig. 4**

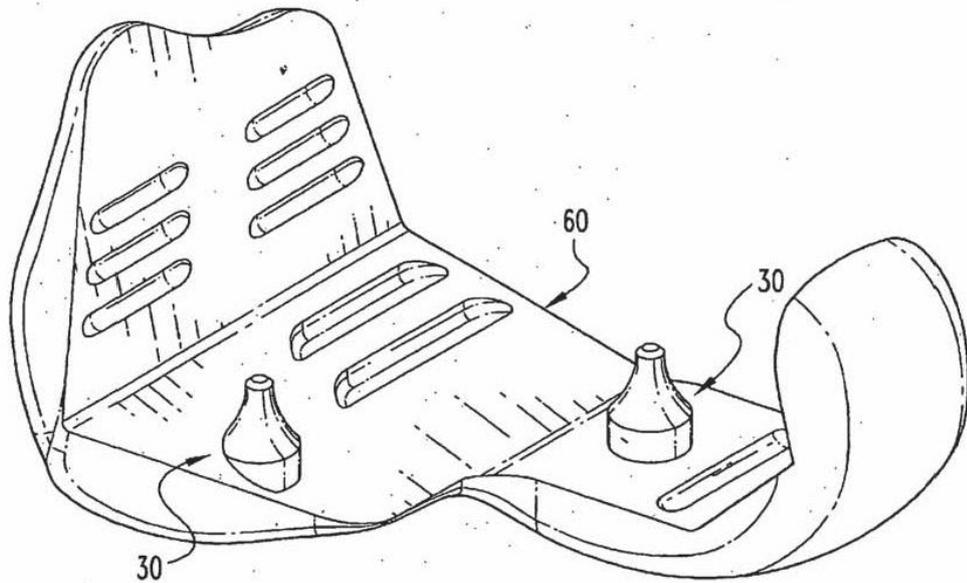


**Fig. 5**



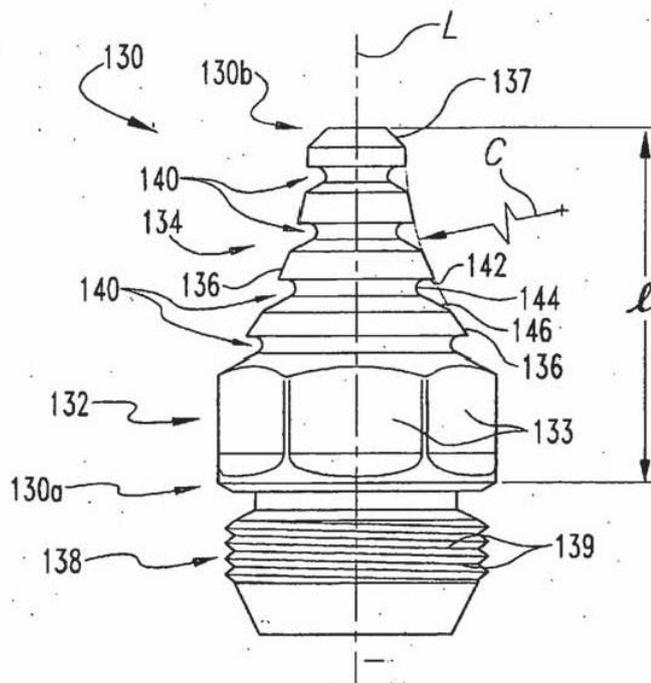
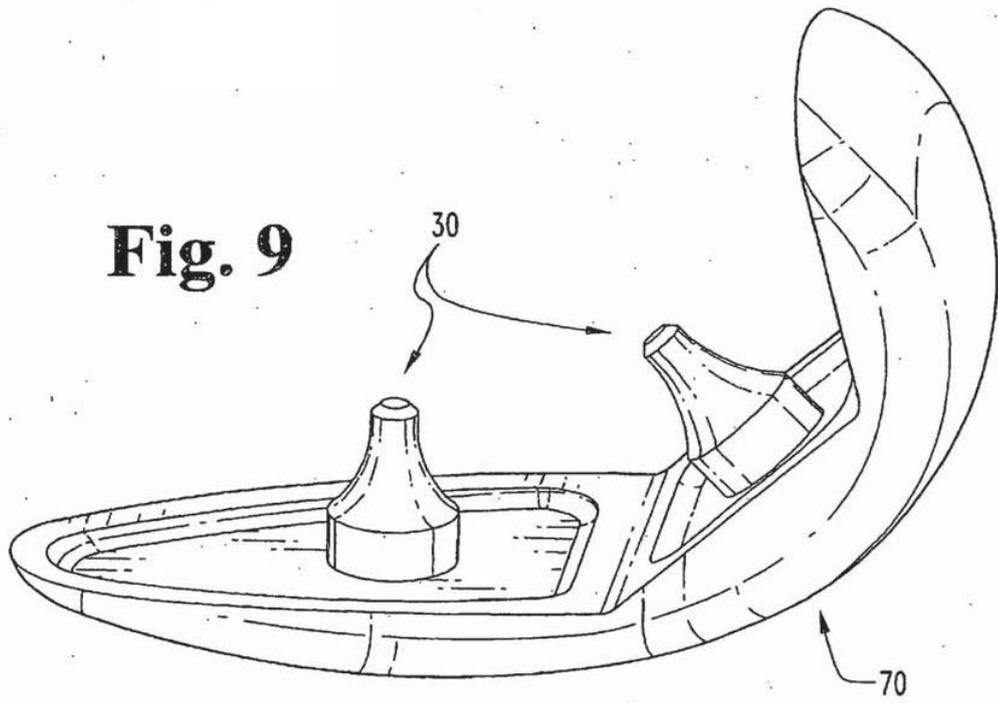


**Fig. 7**

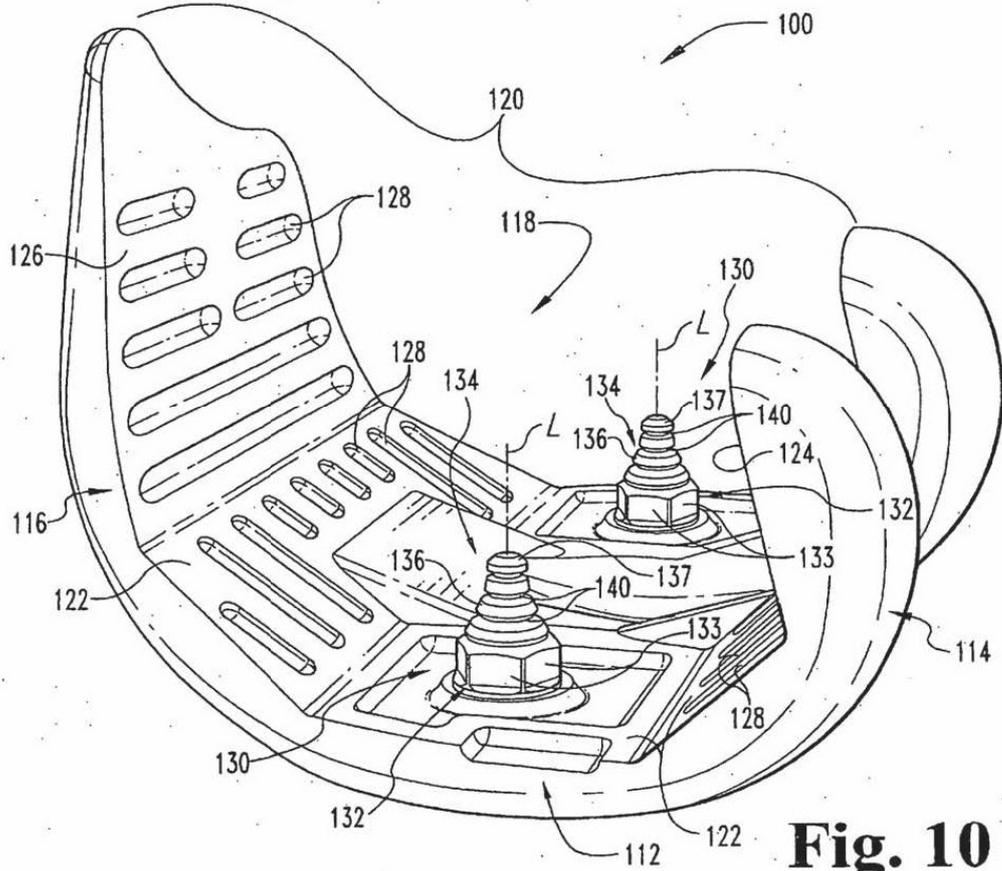


**Fig. 8**

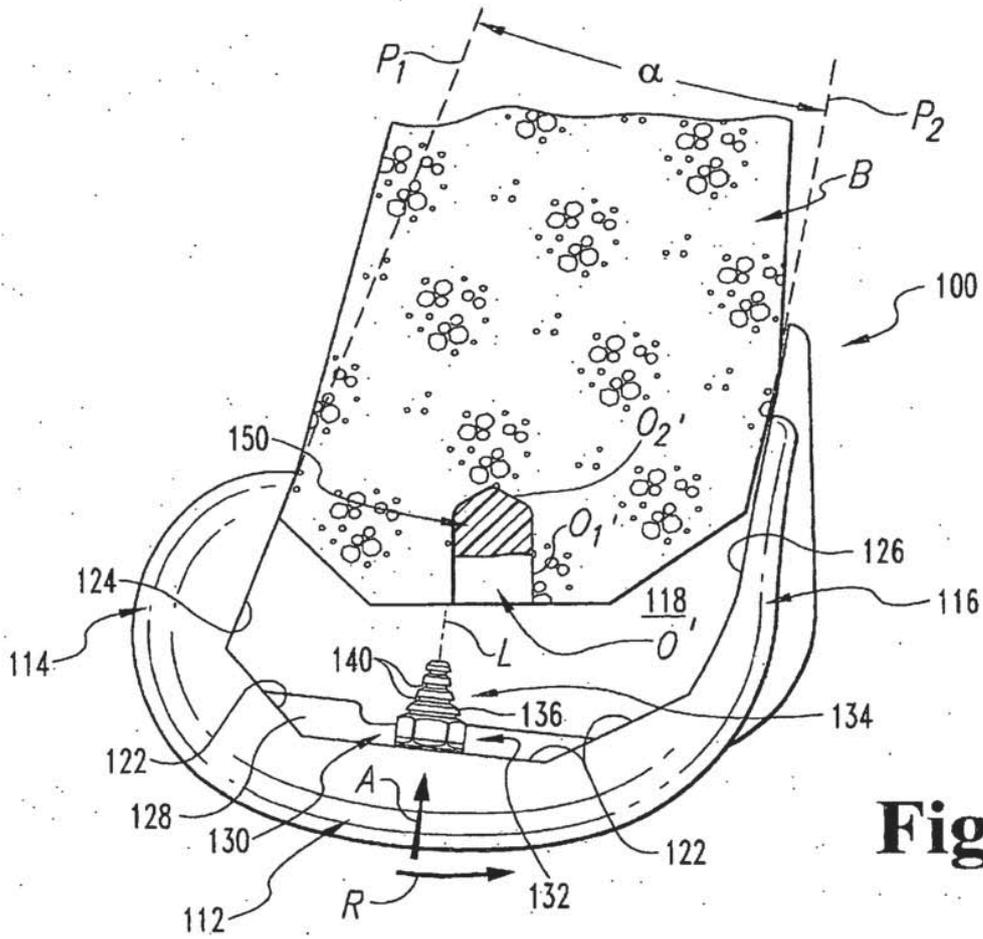
**Fig. 9**



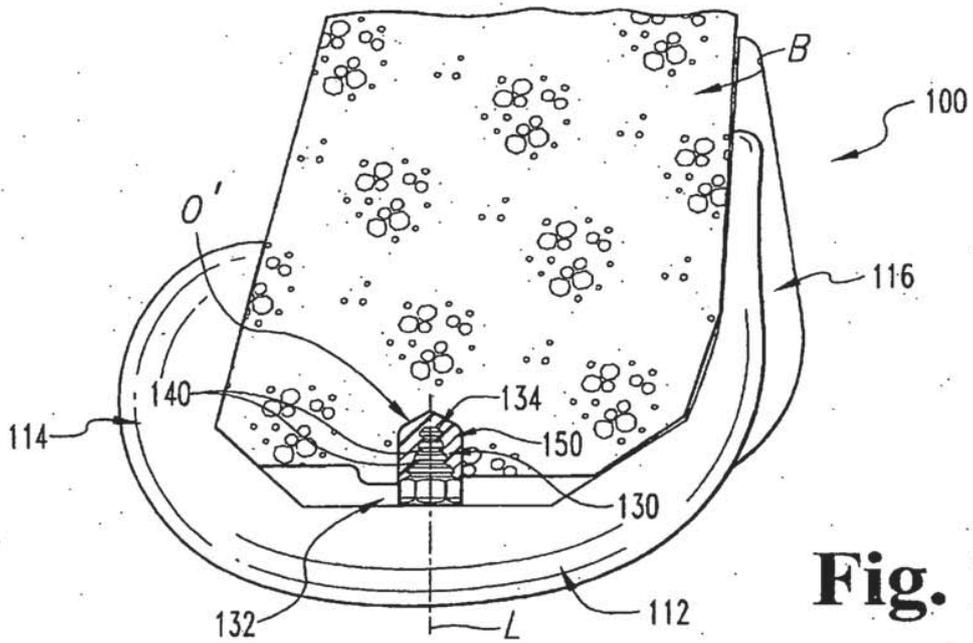
**Fig. 11**



**Fig. 10**



**Fig. 12**



**Fig. 13**