(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 618 895**

(51) Int. Cl.:

A61F 2/30 (2006.01)
A61F 2/38 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **30.06.2009** **E 15151262 (1)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **21.12.2016** **EP 2886086**

(54) Título: **Prótesis de rodilla ortopédica estabilizada posterior**

(30) Prioridad:

30.06.2008 US 165575

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
22.06.2017

(73) Titular/es:

DEPUY IRELAND UNLIMITED COMPANY (100.0%)
Loughbeg County Cork
Ringaskiddy, IE

(72) Inventor/es:

WYSS, JOSEPH;
WAGNER, CHRISTEL M;
SOKOLOV, DIMITRI;
LEE, JORDAN S;
WILLIAMS, JOHN L;
GOMAA, SAID T y
ARMACOST, JOHN M

(74) Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 618 895 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 rodilla ortopédica estabilizada posterior

La presente invención se refiere a prótesis ortopédicas, para su uso en cirugía de reemplazo de rodilla.

La artroplastia articular es un procedimiento quirúrgico conocido, por el cual se reemplaza una articulación natural enferma y/o dañada por una articulación protésica. Una prótesis habitual de rodilla incluye una bandeja tibial, un componente femoral, y un inserto o soporte de polímero situado entre la bandeja tibial y el componente femoral. Dependiendo de la gravedad de los daños en la articulación del paciente, pueden utilizarse prótesis ortopédicas de movilidad variable. Por ejemplo, la prótesis de rodilla puede incluir un soporte tibial "fijo" en los casos en los que sea deseable limitar el movimiento de la prótesis de rodilla, por ejemplo cuando existen daños en los tejidos blandos o una pérdida significativa de los mismos. Alternativamente, la prótesis de rodilla puede incluir un soporte tibial "móvil" en los casos en los que se desee un mayor grado de libertad de movimiento. Adicionalmente, la prótesis de rodilla puede ser una prótesis de rodilla total, diseñada para reemplazar la interfaz femoral-tibial de ambos cóndilos del fémur del paciente, o una prótesis de rodilla unicompartimental (o unicondilar), diseñada para reemplazar la interfaz femoral-tibial de un único cóndilo del fémur del paciente.

El tipo de prótesis ortopédica de rodilla a utilizar en el reemplazo de la rodilla natural de un paciente también puede depender de si se mantiene o se elimina (es decir, se extirpa) el ligamento cruzado posterior del paciente, durante la cirugía. Por ejemplo, si el ligamento cruzado posterior del paciente está dañado, enfermo, y/o se elimina de otra manera durante la cirugía, se puede utilizar una prótesis de rodilla estabilizada posterior para proporcionar soporte y/o control adicional en los grados máximos de flexión. Alternativamente, si el ligamento cruzado posterior está intacto, se puede utilizar una prótesis de rodilla con retención de cruzado.

Las prótesis ortopédicas de rodilla habituales generalmente están diseñadas para duplicar el movimiento natural de la articulación del paciente. A medida que se flexiona y se extiende la rodilla, los componentes femoral y tibial se ven sometidos a la articulación y a combinaciones de movimiento relativo anterior-posterior y de rotación relativa interna-externa. Sin embargo, tejido blando circundante del paciente también afecta a la cinemática y a la estabilidad de la prótesis ortopédica de rodilla, en la amplitud de movimiento de la articulación. Es decir, las fuerzas ejercidas sobre los componentes ortopédicos por parte del tejido blando del paciente pueden causar el movimiento no deseado, o indeseable, de la prótesis ortopédica de rodilla. Por ejemplo, la prótesis ortopédica de rodilla puede presentar cierto grado de traslación anterior no natural (paradójica) a medida que el componente femoral se desplaza en la amplitud de flexión.

En una prótesis ortopédica de rodilla habitual, la traslación anterior paradójica puede producirse casi en cualquier grado de flexión, pero sobre todo en los grados de flexión intermedios a finales. La traslación anterior paradójica puede definirse generalmente como un movimiento relativo anormal de un componente femoral, sobre un soporte tibial, en el que el "punto" de contacto entre el componente femoral y el soporte tibial "se desliza" hacia delante con respecto al soporte tibial. Esta traslación anterior paradójica puede resultar en la pérdida de la estabilidad de la articulación, en un desgaste acelerado, en una cinemática anormal de la rodilla, y/o hacer que el paciente experimente una sensación de inestabilidad en ciertas actividades.

En un aspecto, la presente invención proporciona una prótesis ortopédica de rodilla estabilizada posterior según se define en la reivindicación 1.

Las realizaciones indicadas por las reivindicaciones dependientes logran otras ventajas.

De acuerdo con otro aspecto, una prótesis ortopédica de rodilla estabilizada posterior incluye un componente femoral y un soporte tibial. El componente femoral puede incluir un par de cóndilos, separados entre sí, que definen una escotadura intercondilar entre los mismos. Al menos uno del par de cóndilos separados entre sí puede presentar una superficie curvada del cóndilo, en el plano sagital. El componente femoral también puede incluir una leva posterior, situada en la escotadura intercondilar. El soporte tibial puede incluir una plataforma que tiene una superficie de soporte, configurada para articular con la superficie condilar del componente femoral y una protuberancia, que se extiende hacia arriba desde la plataforma.

Preferentemente, la superficie condilar del componente femoral hace contacto con la superficie de soporte, en un primer punto de contacto sobre la superficie condilar, en un primer grado de flexión. El primer grado de flexión puede ser inferior a aproximadamente 30°. Adicionalmente, la superficie condilar puede entrar en contacto con la superficie de soporte en un segundo punto de contacto sobre la superficie condilar, en un segundo grado de flexión. El segundo grado de flexión puede estar en el intervalo de 35° a 90°. La superficie condilar del componente femoral también puede entrar en contacto con la superficie de soporte en un tercer punto de contacto sobre la superficie condilar, en un tercer grado de flexión. El tercer grado de flexión puede ser mayor que el segundo grado de flexión. Adicionalmente, la superficie condilar puede entrar en contacto con la superficie de soporte en una pluralidad de puntos de contacto, entre el primer punto de contacto y el segundo punto de contacto, cuando el componente femoral se mueva desde el primer grado de flexión al segundo grado de flexión. Adicionalmente, en algunas realizaciones, la leva posterior del componente femoral puede entrar en contacto con la protuberancia del soporte tibial en un cuarto grado de flexión. El cuarto grado de flexión, en el que la leva posterior hace contacto con la

protuberancia puede inferior a, sustancialmente igual a, o ligeramente mayor que, el tercer grado de flexión. Por ejemplo, en una realización, el cuarto grado de flexión no supera al tercer grado de flexión más de aproximadamente 10°.

Preferentemente, cada punto de contacto de la pluralidad de puntos de contacto se define por una trayectoria que se extiende desde un origen común hasta el respectivo punto de contacto de la pluralidad de puntos de contacto. Cada trayectoria tiene una longitud definida por la siguiente ecuación polinómica:

$$r_\theta = (a + (b * \theta) + (c * \theta^2) + (d * \theta^3)),$$

en la que r_θ es la longitud de la trayectoria que define un punto de contacto a θ grados de flexión, *a* es un valor de coeficiente entre 20 y 50, y *b* es un valor de coeficiente de un intervalo seleccionado de entre el grupo que consiste en: -0,30 < *b* <0,0, 0,00 < *b* < 0,30, y b = 0. Si *b* está en el intervalo de -0,30 < *b* < 0,00, entonces *c* es un valor de coeficiente entre 0,00 y 0,012 y *d* es un valor de coeficiente entre -0,00015 y 0,00. Si b está en el intervalo de 0 < b <0,30, entonces c es un valor de coeficiente entre -0,010 y 0,00 y *d* es un valor de coeficiente entre -0,00015 y 0,00. Si *b* es igual a 0, entonces *c* es un valor de coeficiente de un intervalo seleccionado de entre el grupo que consiste en: -0,0020 < *c* < 0,00 y 0,00 < *c* < 0,0025 y *d* es un valor de coeficiente entre -0,00015 y 0,00. En algunas realizaciones, la distancia entre el origen del primer radio de curvatura y el origen común de las trayectorias está en el intervalo de 0 a 10 mm.

El primer grado de flexión puede estar en el intervalo de 0° a 10°, el segundo grado de flexión puede estar en el intervalo de 45° a 55°, y el tercer grado de flexión puede estar en el intervalo de aproximadamente 65° a aproximadamente 75°. Por ejemplo, en una realización particular, el primer grado de flexión es 0°, el segundo grado de flexión es aproximadamente 50°, y el tercer grado de flexión es aproximadamente 70°. Adicionalmente, el cuarto grado de flexión puede ser aproximadamente 70°.

La superficie condilar en el plano sagital puede tener un primer radio de curvatura en el primer punto de contacto, un segundo radio de curvatura en el segundo punto de contacto, y un tercer radio de curvatura en el tercer punto de contacto. En tales realizaciones, el tercer radio de curvatura es al menos 0,5 mm mayor que el segundo radio de curvatura. En algunas realizaciones, el tercer radio de curvatura puede ser al menos 2 mm mayor que el primer radio de curvatura. Adicionalmente, en algunas realizaciones, el tercer radio de curvatura es al menos 5 mm mayor que el primer radio de curvatura.

Adicionalmente, en algunas realizaciones, la superficie condilar del componente femoral, en el plano sagital, puede incluir una sección de superficie curva definida entre el segundo punto de contacto y el tercer punto de contacto. En tales realizaciones, la sección de superficie curva puede tener un radio de curvatura sustancialmente constante, sustancialmente igual al tercer radio de curvatura.

En un aspecto adicional, la invención incluye un componente femoral y un soporte tibial. El componente femoral puede incluir un par de cóndilos separados entre sí, que definen una escotadura intercondilar entre los mismos. Al menos uno del par de cóndilos separados entre sí puede tener una superficie curvada del cóndilo, en el plano sagital. El componente femoral también puede incluir una leva posterior, situada en la escotadura intercondilar. El soporte tibial puede incluir una plataforma que tiene una superficie de soporte, configurada para articular con la superficie condilar del componente femoral y una protuberancia, que se extiende hacia arriba desde la plataforma.

La superficie condilar del componente femoral puede hacer contacto con la superficie de soporte en un primer punto de contacto, sobre la superficie condilar, en un primer grado de flexión. El primer grado de flexión puede ser menor de aproximadamente 30°. Adicionalmente, la superficie condilar puede entrar en contacto con la superficie de soporte en un segundo punto de contacto, sobre la superficie condilar, en un segundo grado de flexión. El segundo grado de flexión puede estar en el intervalo de 35° a 90°. La superficie condilar del componente femoral también puede entrar en contacto con la superficie de soporte en un tercer punto de contacto, sobre la superficie condilar, en un tercer grado de flexión. El tercer grado de flexión puede ser mayor que el segundo grado de flexión. En algunas realizaciones, la leva posterior del componente femoral puede entrar en contacto con la protuberancia del soporte tibial en un cuarto grado de flexión. Adicionalmente, la superficie condilar puede entrar en contacto con la superficie de soporte en una pluralidad de puntos de contacto entre el primer punto de contacto y el segundo punto de contacto, cuando el componente femoral se desplace desde el primer grado de flexión hasta el segundo grado de flexión. Adicionalmente, en algunas realizaciones, la leva posterior del componente femoral puede entrar en contacto con la protuberancia del soporte tibial en un cuarto grado de flexión. El cuarto grado de flexión puede ser igual a, o menor que, el tercer grado de flexión.

En algunas realizaciones, la superficie condilar presenta en el plano sagital un primer radio de curvatura, en el primer punto de contacto, un segundo radio de curvatura en el segundo punto de contacto, y un tercer radio de curvatura en el tercer punto de contacto. En tales realizaciones, el tercer radio de curvatura es al menos 2,0 mm mayor que el segundo radio de curvatura.

Cada punto de contacto de la pluralidad de puntos de contacto puede estar definido por una trayectoria, que se extiende desde un origen común hasta el respectivo punto de contacto de la pluralidad de puntos de contacto. Cada

trayectoria tiene una longitud, definida por la siguiente ecuación polinómica:

$$r_\theta = (a + (b * \theta) + (c * \theta^2) + (d * \theta^3)),$$

en la que r_θ es la longitud de la trayectoria que define un punto de contacto a θ grados de flexión, *a* es un valor de coeficiente entre 20 y 50, y *b* es un valor de coeficiente de un intervalo seleccionado de entre el grupo que consiste en: -0,30 < *b* < 0,0, 0,00 < *b* < 0,30, y b = 0. Si *b* está en el intervalo de -0,30 < *b* < 0,00, entonces *c* es un valor de coeficiente entre 0,00 y 0,012 y *d* es un valor de coeficiente entre -0,00015 y 0,00. Si *b* está en el intervalo de 0 < *b* < 0,30, entonces *c* es un valor de coeficiente entre -0,010 y 0,00 y *d* es un valor de coeficiente entre -0,00015 y 0,00. Si *b* es igual a 0, entonces *c* es un valor de coeficiente de un intervalo seleccionado de entre el grupo que consiste en: -0,0020 < *c* <0,00 y 0,00 < *c* < 0,0025 y *d* es un valor de coeficiente entre -0,00015 y 0,00. En algunas realizaciones, la distancia entre el origen del primer radio de curvatura y el origen común de las trayectorias está en el intervalo de 0 a 10 mm.

Cada uno del par de cóndilos separados entre sí puede incluir una superficie condilar. En tales realizaciones, las superficies de cóndilo pueden ser sustancialmente simétricas, o pueden ser simétricas.

A continuación se describen realizaciones de la invención a modo de ejemplo con referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

La FIG. 1 es una vista en perspectiva despiezada de una realización de una prótesis ortopédica de rodilla;
la FIG. 2 es una vista en sección transversal de un componente femoral y un soporte tibial de la FIG. 1, tomada generalmente por las líneas de sección 2-2, y que presenta el componente femoral articulado en un primer grado de flexión;
la FIG. 3 es una vista en sección transversal de un componente femoral y un soporte tibial de la FIG. 2, que presenta el componente femoral articulado en un segundo grado de flexión;
la FIG. 4 es una vista en sección transversal de un componente femoral y un soporte tibial de la FIG. 2, que presenta el componente femoral articulado en un tercer grado de flexión;
la FIG. 5 es una vista en sección transversal de una realización del componente femoral de la FIG. 1;
la FIG. 6 es una vista en sección transversal de otra realización del componente femoral de la FIG. 1;
la FIG. 7 es una vista en sección transversal de otra realización del componente femoral de la FIG. 1;
la FIG. 8 es una vista en sección transversal de otra realización del componente femoral de la FIG. 1;
la FIG. 9 es un gráfico de la traslación anterior-posterior de un componente femoral simulado, que tiene un radio de curvatura incrementado, situado en diversos grados de flexión;
la FIG. 10 es un gráfico de la traslación anterior-posterior de otro componente femoral simulado, que tiene un radio de curvatura incrementado, situado en diversos grados de flexión;
la FIG. 11 es un gráfico de la traslación anterior-posterior de otro componente femoral simulado, que tiene un radio de curvatura incrementado, situado en diversos grados de flexión;
la FIG. 12 es un gráfico de la traslación anterior-posterior de otro componente femoral simulado, que tiene un radio de curvatura incrementado, situado en diversos grados de flexión;
la FIG. 13 es una vista en sección transversal de otra realización del componente femoral de la FIG. 1;
la FIG. 14 es una tabla de una realización de valores de coeficiente de una ecuación polinómica, que definen la curva del componente femoral de la FIG. 13 para un grupo de tamaños de componentes femorales;
la FIG. 15 es una tabla de una realización de radios de valores de curvatura y de proporciones para un grupo de tamaños de componente femoral; y
la FIG. 16 es una vista en sección transversal de otro cóndilo de otra realización del componente femoral de la FIG. 1.

Los términos que representan referencias anatómicas, tales como anterior, posterior, medial, lateral, superior, inferior, etc., se pueden utilizar a lo largo de toda la presente divulgación en referencia tanto a los implantes ortopédicos descritos en el presente documento, como a la anatomía natural de un paciente. Tales términos tienen significados bien admitidos tanto en el estudio de la anatomía como en el campo de la ortopedia. El uso de tales términos de referencia anatómicos en la memoria y en las reivindicaciones pretende ser coherente con sus significados bien admitidos, a menos que se indique lo contrario.

Con referencia a la FIG. 1, en una realización, una prótesis ortopédica 10 de rodilla estabilizada posterior incluye un componente femoral 12, un soporte tibial 14, y una bandeja tibial 16. El componente femoral 12 y la bandeja tibial 16 están formados preferentemente por un material metálico, tal como cromo-cobalto o titanio, pero en otras realizaciones pueden estar formados por otros materiales, tales como un material cerámico, un material de polímero, un material de bioingeniería, o similares. El soporte tibial 14 está formado preferentemente por un material de polímero, tal como un polietileno de peso molecular ultra alto (UHMWPE), pero puede estar formado por otros materiales, tales como un material cerámico, un material metálico, un material de bioingeniería, o similares.

Como se analiza en más detalle a continuación, el componente femoral 12 está configurado para articular con el soporte tibial 14, que está configurado para su acoplamiento con la bandeja tibial 16. El soporte tibial 14 está configurado como un soporte tibial giratorio o móvil, y está configurado para girar con respecto a la bandeja tibial 12

durante el uso. Sin embargo, en otras realizaciones, el soporte tibial 14 se puede realizar como un soporte tibial fijo, cuyo giro puede estar limitado o restringido con respecto a la bandeja tibial 16.

La bandeja tibial 16 está configurada para su fijación a un extremo proximal, quirúrgicamente preparado, de la tibia de un paciente (no mostrado). La bandeja tibial 16 puede asegurarse a la tibia del paciente usando adhesivo para huesos u otros medios de fijación. La bandeja tibial 16 incluye una plataforma 18, que tiene una superficie superior 20 y una superficie inferior 22. Como se muestra, la superficie superior 20 es generalmente plana y, en algunas realizaciones, puede estar muy pulida. La bandeja tibial 16 también incluye un vástago 24 que se extiende hacia abajo, desde la superficie inferior 22 de la plataforma 18. Una cavidad o taladro 26 está definido en la superficie superior 20 de la plataforma 18, y se extiende hacia abajo por dentro del vástago 24. El taladro 26 está formado para recibir un vástago complementario del inserto tibial 14, como se analiza en más detalle a continuación.

Como se ha analizado anteriormente, el soporte tibial 14 está configurado para su acoplamiento con la bandeja tibial 16. El soporte tibial 14 incluye una plataforma 30, que tiene una superficie 32 de soporte superior y una superficie inferior 34. En la realización en la que el soporte tibial 14 se ha realizado como un soporte tibial giratorio o móvil, el soporte 14 incluye un vástago 36 que se extiende hacia abajo desde la superficie inferior 32 de la plataforma 30. Cuando el soporte tibial 14 está acoplado a la bandeja tibial 16, el taladro 26 de la bandeja tibial 16 recibe el vástago 36. En uso, el soporte tibial 14 está configurado para girar sobre un eje definido por el vástago 36 con respecto a la bandeja tibial 16. En realizaciones en las que el soporte tibial 14 está configurado como soporte tibial fijo, el soporte 14 puede o no incluir el vástago 36 y/o puede incluir otros dispositivos o características, para asegurar el soporte tibial 14 a la bandeja tibial 18 en una configuración no giratoria.

La superficie 32 de soporte superior del soporte tibial 14 incluye una superficie medial 42 de soporte, una superficie lateral 44 de soporte, y una protuberancia 60 que se extiende hacia arriba desde la plataforma 16. Las superficies medial y lateral 42, 44 de soporte están configuradas para recibir, o hacer contacto de otra manera con, los correspondientes cóndilos medial y lateral 52, 54 del componente femoral 14 como se analiza en más detalle a continuación. Como tal, cada una de las superficies 42, 44 de soporte tiene un contorno cóncavo. La protuberancia 60 está situada entre las superficies 42, 44 de soporte, e incluye un lado anterior 62 y un lado posterior 64 que tiene una superficie 66 de leva. En la realización descrita, la superficie 66 de leva tiene una curvatura sustancialmente cóncava. Sin embargo, en otras realizaciones pueden utilizarse protuberancias 60 que incluyan superficies 66 de leva con otras geometrías. Por ejemplo, un soporte tibial que incluya una protuberancia que tenga un perfil de sección transversal con una forma sustancialmente en “S”, como la del soporte tibial desvelado en la solicitud de patente europea presentada con la presente solicitud, que reivindica prioridad sobre la solicitud de patente de EE.UU. n.º 12/165582.

El componente femoral 12 puede acoplarse a una superficie quirúrgicamente preparada del extremo distal del fémur de un paciente (no mostrado). El componente femoral 12 puede fijarse al fémur del paciente usando adhesivo para hueso u otros medios de fijación. El componente femoral 12 incluye una superficie exterior 50 de articulación, que tiene un par de cóndilos 52, 54 medial y lateral. En uso, los cóndilos 52, 54 sustituyen a los cóndilos naturales del fémur del paciente, y están configurados para articular sobre las correspondientes superficies 42, 44 de soporte de la plataforma 30 del soporte tibial 14.

Los cóndilos 52, 54 están separados para definir una escotadura o rebaje 56 intercondilar entre los mismos. Una leva posterior 80 y una leva anterior 82 (véase la FIG. 2) están situadas en la escotadura intercondilar 56. La leva posterior 80 está situada hacia el lado posterior del componente femoral 12, e incluye una superficie 86 de leva que está configurada para enganchar, o entrar en contacto de otra manera con, la superficie 66 de leva de la protuberancia 60 del soporte tibial 12 durante la flexión, como se muestra y se describe a continuación con referencia a las FIGS. 2-4.

Cabe observar que la prótesis ortopédica 10 de rodilla mostrada en los dibujos está configurada para reemplazar la rodilla derecha de un paciente y, como tal, la referencia a la superficie 42 de soporte y al cóndilo 52 se hace como si estuvieran situados medialmente; y la referencia a la superficie 44 de soporte y al cóndilo 54 se hace como si estuvieran situados lateralmente. Sin embargo, en otras realizaciones, la prótesis ortopédica 10 de rodilla puede estar configurada para reemplazar la rodilla izquierda de un paciente. En tales realizaciones, cabe observar que la superficie 42 de soporte y el cóndilo 52 pueden estar situados lateralmente, y la superficie 44 de soporte y el cóndilo 54 pueden estar situados en sentido medial. En cualquier caso, las características y conceptos descritos en el presente documento pueden incorporarse en una prótesis ortopédica de rodilla que esté configurada para reemplazar cualquiera de las articulaciones de rodilla de un paciente.

Con referencia a las FIGS. 2-4, el componente femoral 12 está configurado para articular sobre el soporte tibial 14 durante el uso. Cada cóndilo 52, 54 del componente femoral 12 incluye una superficie condilar 100, que está curvada de manera convexa en el plano sagital, y está configurada para entrar en contacto con la respectiva superficie 42, 44 de soporte. Adicionalmente, durante un intervalo predeterminado de flexión, la leva posterior 80 del componente femoral 12 hace contacto con la protuberancia 60 del soporte tibial 14. Por ejemplo, en una realización como la mostrada en la FIG. 2, cuando la prótesis ortopédica 10 de rodilla está en extensión, o de otra manera no está en flexión (por ejemplo, una flexión de aproximadamente cero grados), la superficie condilar 100 del cóndilo 52 hace contacto con la superficie 42 de soporte (o con la superficie 44 de soporte relacionada con el cóndilo 54) en

uno o más puntos de contacto 100 sobre la superficie condilar 100. Adicionalmente, en este grado particular de flexión, la leva posterior 80 no está en contacto con la protuberancia 60. Sin embargo, en grados de flexión más avanzados (es decir, mayores), la leva posterior 80 está configurada para entrar en contacto con la protuberancia 60 para proporcionar cierta magnitud de control sobre la cinemática de la prótesis ortopédica.

A medida que se articula la prótesis ortopédica 10 de rodilla en los grados medios de flexión, el componente femoral 12 hace contacto con el soporte tibial 14 en uno o más puntos de contacto sobre la superficie condilar 100. Por ejemplo, en la realización mostrada en la FIG. 3, cuando la prótesis ortopédica 10 de rodilla se articula a un grado medio de flexión (por ejemplo, aproximadamente a 45°), la superficie condilar 100 hace contacto con la superficie 42 de soporte en uno o más puntos de contacto 104 sobre la superficie condilar 100. Como se analiza en más detalle abajo, dependiendo de la realización particular, la leva posterior 80 puede o no estar en contacto con la protuberancia 60 en este grado particular de flexión. En cualquier caso, a medida que la prótesis ortopédica 10 de rodilla se articula a los grados finales de flexión (por ejemplo, a aproximadamente 70° de flexión), la superficie condilar 100 hace contacto con la superficie 42 de soporte en uno o más puntos de contacto 106 sobre la superficie condilar 100, como se muestra en la FIG. 4. Adicionalmente, la leva posterior 80 está ahora en contacto con la protuberancia 60. Por supuesto, debe apreciarse que el componente femoral 12 puede entrar en contacto con el soporte tibial 14 en una pluralidad de puntos de contacto sobre la superficie condilar 100, en cualquier grado particular de flexión. Sin embargo, en pos de la claridad de la descripción, solamente se muestran los puntos de contacto 102, 104, 106, respectivamente en las FIGS. 2-4.

El grado particular de flexión en el que la leva posterior 80 entra inicialmente en contacto con la protuberancia 60 se basa en la geometría particular de la superficie condilar 100 del componente femoral 12. Por ejemplo, en la realización de las FIGS. 2-4, la prótesis ortopédica 10 de rodilla está configurada de tal manera que la leva posterior 80 haga contacto inicial con la protuberancia 60 aproximadamente a 70° de flexión. Sin embargo, en otras realizaciones la leva posterior 80 puede entrar inicialmente en contacto con la protuberancia 60 en otros grados de flexión, como se analiza en más detalle a continuación.

La prótesis ortopédica 10 de rodilla está configurada de tal manera que la magnitud de traslación anterior paradójica del componente femoral 12, en relación con el soporte tibial 14, pueda reducirse o de otro modo retrasarse a un grado de flexión más avanzado (es decir, mayor). En particular, como se analiza en más detalle a continuación, la superficie condilar 100 de uno o ambos de los cóndilos 52, 54 tiene una geometría o curvatura particular, configurada para reducir y/o retrasar las traslaciones anteriores y, en algunas realizaciones, promover el “efecto rodadera” o traslación posterior del componente femoral 12. Cabe observar que, al retrasar el inicio de la traslación anterior paradójica del componente femoral 12 a un mayor grado de flexión, puede reducirse la presencia global de la traslación anterior paradójica durante aquellas actividades de un paciente en las que habitualmente no se llega a la flexión profunda.

En una prótesis ortopédica de rodilla habitual, la traslación anterior paradójica puede producirse cuando se posiciona la prótesis de rodilla en un grado de flexión superior a cero grados. La probabilidad de traslación anterior aumenta generalmente a medida que se articula la prótesis ortopédica de rodilla a mayores grados de flexión, en particular en el intervalo medio de flexión. En tales orientaciones, la traslación anterior paradójica del componente femoral sobre el soporte tibial puede producirse cada vez que la fuerza tangencial (de tracción) entre el componente femoral y el soporte tibial no cumpla la siguiente ecuación:

$$T < \mu N \qquad (1)$$

en la que “T” es la fuerza tangencial (tracción), “μ” es el coeficiente de fricción del componente femoral y el soporte tibial, y “N” es la fuerza normal entre el componente femoral y el soporte tibial. A modo de generalización, la fuerza tangencial (tracción) entre el componente femoral y el soporte tibial se puede definir como

$$T = M / R \qquad (2)$$

en la que “T” es la fuerza tangencial (tracción) entre el componente femoral y el soporte tibial, “M” es el momento de la rodilla, y “R” es el radio de curvatura en el plano sagital de la superficie condilar que hace contacto con el soporte tibial en el grado particular de flexión. Cabe observar que la ecuación (2) es una simplificación de las ecuaciones fundamentales reales, que no tiene en cuenta otros factores tales como la inercia y la aceleración. En cualquier caso, la ecuación (2) proporciona una visión de que puede reducirse o retrasarse la traslación anterior paradójica, de una prótesis ortopédica de rodilla, mediante el control del radio de curvatura de la superficie condilar del componente femoral. Es decir, mediante el control del radio de curvatura de la superficie condilar (por ejemplo, al aumentar o mantener el radio de curvatura), puede reducirse el lado derecho de la ecuación (2), disminuyendo así el valor de la fuerza tangencial (tracción) y cumpliendo la ecuación (1). Como se ha analizado anteriormente, al asegurarse de que la ecuación cumpla la tangencial fuerza (tracción) (1), puede reducirse o de otra manera retrasarse la traslación anterior paradójica del componente femoral sobre el soporte tibial a un mayor grado de flexión.

Basándose en el análisis anterior, para reducir o retrasar el inicio de la traslación anterior paradójica, se controla la geometría de la superficie condilar 100 de uno o ambos cóndilos 52, 54 del componente femoral 12. Por ejemplo, en

algunas realizaciones, se controla el radio de curvatura de la superficie condilar 100 de tal manera que el radio de curvatura se mantenga constante en un intervalo de grados de flexión y/o se aumente en los intervalos de flexión iniciales a medios. Comparativamente, los componentes femorales habituales presentan unos radios de curvatura descendientes, que comienzan en el radio distal de curvatura (es decir, aproximadamente a 0° de flexión). Sin embargo, se ha determinado que al mantener un radio de curvatura relativamente constante (es decir, que no disminuye el radio de curvatura) en un intervalo predeterminado de grados de flexión iniciales a medios, y/o al aumentar el radio de curvatura en el intervalo predeterminado de grados de flexión, se puede reducir o retrasar la traslación anterior paradójica del componente femoral 12.

Adicionalmente, en algunas realizaciones, la superficie condilar 100 se configura o diseña de tal manera que la transición entre los radios discretos de curvatura de la superficie condilar 100 sea gradual. Es decir, al efectuar transiciones graduales entre los radios de curvatura discretos, en lugar de transiciones abruptas, puede reducirse o retrasarse la traslación anterior paradójica del componente femoral 12. Adicionalmente, en algunas realizaciones, se controla la velocidad de cambio en el radio de curvatura de la superficie condilar en los intervalos de flexión iniciales a medios (por ejemplo, desde aproximadamente 0° a aproximadamente 90°) de tal manera que la velocidad de cambio sea menor que un umbral predeterminado. Es decir, se ha determinado que, si la velocidad de cambio del radio de curvatura de la superficie condilar 100 es mayor que el umbral predeterminado, se puede producir la traslación anterior paradójica.

Por consiguiente, en algunas realizaciones como las mostradas en las FIGS. 5-8, la superficie condilar 100 del componente femoral 12 tiene un radio ampliado de curvatura en los grados de flexión iniciales a medios. Al aumentar el radio de curvatura, puede reducirse o retrasarse la traslación anterior paradójica a un grado de flexión más avanzado, como se analiza en más detalle a continuación. En particular, puede retrasarse la traslación anterior paradójica a un grado de flexión en el cual, o más allá del cual, la leva posterior 80 del componente femoral 12 entre inicialmente en contacto con la protuberancia 60 del soporte tibial 14. Una vez que la leva posterior 80 está en contacto con la protuberancia 60, se controla la traslación anterior paradójica mediante el acoplamiento de la leva posterior 80 con la protuberancia 60. Esto es, puede evitarse que la protuberancia 60 desplace anteriormente la leva posterior 80.

Se ha determinado la magnitud del aumento entre el radio de curvatura R2 y el radio de curvatura R3, así como del grado de flexión sobre la superficie condilar 100 en el que se produce tal aumento, para que afecte a la aparición de la traslación anterior paradójica. Como se analiza en más detalle en la solicitud de patente europea presentada con la presente solicitud, que reivindica prioridad sobre la solicitud de patente de EE.UU. n.º 12/165579, se llevaron a cabo múltiples simulaciones de varios diseños de componente femoral utilizando el programa de software Linemen/Knee Sim, versión 1007.1.0 Beta 16, comercializado por LifeModeler, Inc., de San Clemente, California, para analizar el efecto del aumento del radio de curvatura de la superficie condilar de los componentes femorales en la flexión inicial a media. Sobre la base de este análisis, se ha determinado que puede reducirse o de otro modo retrasarse la traslación anterior paradójica del componente femoral en relación con el soporte tibial, si se aumenta el radio de curvatura de la superficie condilar en una magnitud en el intervalo de entre aproximadamente 0,5 mm y aproximadamente 5 mm o más, en un grado de flexión en el intervalo de entre aproximadamente 30° de flexión y aproximadamente 90° de flexión.

Por ejemplo, el gráfico 200 de la FIG. 9 presenta los resultados de una simulación de flexión profunda de la rodilla, utilizando un componente femoral en el que se ha aumentado 0,5 mm (es decir, de 25,0 mm a 25,5 mm) el radio de curvatura de la superficie condilar a 30° de flexión, a 50° de flexión, a 70° de flexión, y a 90° de flexión. De manera similar, el gráfico 300 de la FIG. 10 presenta los resultados de una simulación de flexión profunda de la rodilla, utilizando un componente femoral en el que se ha aumentado 1,0 mm (es decir, de 25,0 mm a 26 mm) el radio de curvatura de la superficie condilar a 30° de flexión, a 50° de flexión, a 70° de flexión, y a 90° de flexión. El gráfico 400 de la FIG. 11 presenta los resultados de una simulación de flexión profunda de la rodilla, utilizando un componente femoral en el que se ha aumentado 2,0 mm (es decir, de 25,0 mm a 27 mm) el radio de curvatura de la superficie condilar a 30° de flexión, a 50° de flexión, a 70° de flexión, y a 90° de flexión. Adicionalmente, el gráfico 500 de la FIG. 12 presenta los resultados de una simulación de flexión profunda de la rodilla, utilizando un componente femoral en el que se ha aumentado 5,0 mm (es decir, de 25,0 mm a 30 mm) el radio de curvatura de la superficie condilar a 30° de flexión, a 50° de flexión, a 70° de flexión, y a 90° de flexión.

En los gráficos 200, 300, 400, 500, se representan gráficamente los puntos condilares más bajos o más distales (CLP) del cóndilo medial (“med”) y del cóndilo lateral (“lat”) del componente femoral, como una representación del posicionamiento relativo del componente femoral con el soporte tibial. Como tal, una línea con pendiente descendiente representa el efecto rodadura del componente femoral sobre el soporte tibial, y una línea con pendiente ascendente representa la traslación anterior del componente femoral sobre el soporte tibial.

Como se muestra en los gráficos 200, 300, 400, 500, en cada una de las realizaciones se retrasó el deslizamiento anterior del componente femoral hasta más allá de aproximadamente 100° de flexión; y se limitó la magnitud de traslación anterior a menos de aproximadamente 1 mm. En particular, se promovió el “efecto rodadura” del componente femoral sobre el soporte tibial mediante mayores aumentos en el radio de curvatura de la superficie condilar, en grados más iniciales de flexión. Por supuesto, la magnitud del aumento en el radio de curvatura y el grado de flexión en el que se introduce dicho aumento están limitados por otros factores, tales como el espacio

articular anatómico de la rodilla del paciente, el tamaño del soporte tibial, y similares. En cualquier caso, basándose en las simulaciones presentadas en los gráficos 200, 300, 400, 500, se puede reducir o de otra manera retrasar la traslación anterior paradójica del componente femoral sobre el soporte tibial, mediante el aumento del radio de curvatura de la superficie condilar del componente femoral durante la flexión inicial a media.

En consecuencia, refiriéndose de nuevo a las FIGS. 5-8, la superficie condilar 100 en el plano sagital está formada en parte por una serie de secciones de superficie curva 102, 104, 106, 108, cuyos extremos sagitales son tangentes a los extremos sagitales de cualquier sección de superficie curva adyacente de la superficie condilar 100. Cada sección de superficie curva 102, 104, 106, 108 está definida por un radio de curvatura. En particular, la sección de superficie curva 102 está definida por un radio de curvatura R2, la sección de superficie curva 104 está definida por un radio de curvatura R3, la sección de superficie curva 106 está definida por un radio de curvatura R4.

La superficie condilar 100 del componente femoral 12 está configurada de tal manera que el radio de curvatura R3 de la sección de superficie curva 104 sea mayor que el radio de curvatura R2 de la sección de superficie curva 102. En una realización, el radio de curvatura R3 excede al radio de curvatura R2 por 0,5 mm o más. En otra realización, el radio de curvatura R3 excede al radio de curvatura R2 por 2 mm o más. En otra realización, el radio de curvatura R3 excede al radio de curvatura R2 por 2 mm o más. En una realización particular, el radio de curvatura R3 excede al radio de curvatura R2 por al menos 5 mm o más. Sin embargo, cabe observar que en algunas realizaciones el aumento particular del radio de curvatura entre R2 y R3 puede estar basado en el tamaño particular del componente femoral 12, o escalarse en función del mismo.

Cada una de las secciones de superficie curva 102, 104, 106, 108 hace contacto con la superficie 42 (o 44) de soporte del soporte tibial 14, en diferentes gamas de grados de flexión. Por ejemplo, la sección de superficie curva 102 se extiende desde un grado de flexión θ1 inicial hasta un grado de flexión θ2 más avanzado. La sección de superficie curva 104 se extiende desde el grado de flexión θ2 hasta un grado de flexión θ3 más avanzado. La sección de superficie curva 106 se extiende desde el grado de flexión θ3 hasta un grado de flexión θ4 más avanzado.

Por ejemplo, en una realización, como se muestra en la FIG. 5, la sección de superficie curva 102 se extiende desde un grado de flexión θ1 de aproximadamente 0° de flexión hasta un grado de flexión θ2 de aproximadamente 50° de flexión. La sección de superficie curva 104 se extiende desde el grado de flexión θ2, de aproximadamente 50° de flexión, hasta un grado de flexión θ3 de aproximadamente 70° de flexión. La sección de superficie curva 106 se extiende desde el grado de flexión θ3, de aproximadamente 70° de flexión, hasta un grado de flexión θ4 de aproximadamente 120° de flexión. En la realización mostrada en la FIG. 5, la leva posterior 80 del componente femoral 12 está configurada para enganchar o entrar en contacto con la protuberancia 60 del soporte tibial 14 en un grado de flexión θC, de aproximadamente 70° de flexión. Sin embargo, en otras realizaciones, la leva posterior 80 puede estar configurada para enganchar con la protuberancia 60 en un grado de flexión más inicial o más avanzado a 70°. Al asegurarse de que la leva posterior 80 enganche o haga contacto con la protuberancia 60 antes o poco después de reducir el radio de curvatura de R3 a R4, puede efectuarse una transición del control de la cinemática de la prótesis ortopédica, desde la geometría de la superficie condilar 100 hasta la interacción de la leva posterior 80 y la protuberancia 60, lo que puede reducir adicionalmente la magnitud de la traslación anterior del componente femoral 12. Por ejemplo, en una realización particular, la leva posterior 80 puede estar configurada para enganchar o entrar en contacto con la protuberancia 60 en un grado de flexión θC, que no exceda más de 10° el grado de flexión θ3 en el que disminuye el radio de curvatura de la superficie condilar 100, desde el radio de curvatura R3 al radio de curvatura R4.

En otra realización, como se muestra en la FIG. 6, la sección de superficie curva 102 se extiende desde un grado de flexión θ1 de aproximadamente 0° de flexión hasta un grado de flexión θ2 de aproximadamente 10° de flexión. La sección de superficie curva 104 se extiende desde el grado de flexión θ2, de aproximadamente 10° de flexión, hasta un grado de flexión θ3 de aproximadamente 30° de flexión. La sección de superficie curva 106 se extiende desde el grado de flexión θ3, de aproximadamente 30° de flexión, hasta un grado de flexión θ4 de aproximadamente 120° de flexión. En la realización mostrada en la FIG. 6, la leva posterior 80 del componente femoral 12 está configurada para enganchar o entrar en contacto con la protuberancia 60 del soporte tibial 14 en un grado de flexión θC, de aproximadamente 30° de flexión. Sin embargo, una vez más, en otras realizaciones la leva posterior 80 puede estar configurada para enganchar con la protuberancia 60 en un grado de flexión anterior a 30° (es decir, anterior a la reducción en el radio de curvatura desde R3 a R4), o poco después (por ejemplo, entre 0 y 10°).

En otra realización, como se muestra en la FIG. 7, la sección de superficie curva 102 se extiende desde un grado de flexión θ1 de aproximadamente 0° de flexión hasta un grado de flexión θ2 de aproximadamente 30° de flexión. La sección de superficie curva 104 se extiende desde el grado de flexión θ2, de aproximadamente 30° de flexión, hasta un grado de flexión θ3 de aproximadamente 50° de flexión. La sección de superficie curva 106 se extiende desde el grado de flexión θ3, de aproximadamente 50° de flexión, hasta un grado de flexión θ4 de aproximadamente 120° de flexión. En la realización mostrada en la FIG. 7, la leva posterior 80 del componente femoral 12 está configurada para enganchar o entrar en contacto con la protuberancia 60 del soporte tibial 14 en un grado de flexión θC, de aproximadamente 50° de flexión. Sin embargo, una vez más, en otras realizaciones la leva posterior 80 puede estar configurada para enganchar con la protuberancia 60 en un grado de flexión anterior a 50° (es decir, anterior a la reducción en el radio de curvatura desde R3 a R4), o poco después (por ejemplo, entre 0 y 10°).

En otra realización, como se muestra en la FIG. 8, la sección de superficie curva 102 se extiende desde un grado de flexión θ1 de aproximadamente 0° de flexión hasta un grado de flexión θ2, de aproximadamente 70° de flexión. La sección de superficie curva 104 se extiende desde el grado de flexión θ2, de aproximadamente 70° de flexión, hasta un grado de flexión θ3 de aproximadamente 90° de flexión. La sección de superficie curva 106 se extiende desde el grado de flexión θ3, de aproximadamente 90° de flexión, hasta un grado de flexión θ4 de aproximadamente 120° de flexión. En la realización mostrada en la FIG. 8, la leva posterior 80 del componente femoral 12 está configurada para enganchar o entrar en contacto con la protuberancia 60 del soporte tibial 14 en un grado de flexión θC, de aproximadamente 90° de flexión. Sin embargo, una vez más, en otras realizaciones la leva posterior 80 puede estar configurada para enganchar con la protuberancia 60 en un grado de flexión anterior a 90° (es decir, anterior a la reducción en el radio de curvatura desde R3 a R4), o poco después (por ejemplo, entre 0 y 10°).

Cada una de las secciones de superficie curva 102, 104, 106 se puede extender desde grados de flexión diferentes de los mostrados y analizados anteriormente, con referencia a las FIGS. 5-8. Por ejemplo, en cada una de las realizaciones de las FIGS. 5-8, aunque se muestra que la sección de superficie curva 102 comienza aproximadamente en 0° de flexión, en otras realizaciones la sección de superficie curva 102 puede comenzar en un grado de flexión anterior a 0° de flexión (es decir, un grado de hiperextensión).

Adicionalmente, cabe apreciar que el grado de flexión θC en el que la leva posterior 80 hace contacto con la protuberancia 60 puede ser menor que, sustancialmente igual a, o ligeramente mayor que el grado de flexión θ3 en el que el radio de curvatura R3 disminuye hasta el radio de curvatura R4. En algunas realizaciones, el grado de flexión θC está dentro de un umbral predeterminado del grado de flexión θ3. Por ejemplo, en una realización particular, el grado de flexión θC está dentro de aproximadamente 10° del grado de flexión θ3. Por ejemplo, el radio de curvatura R3 puede disminuir al radio de curvatura R4 en un grado de flexión θ3 de aproximadamente de 70°, y la leva posterior 80 puede estar configurada para entrar inicialmente en contacto con la protuberancia 60 en un grado de flexión θC, en el intervalo de entre aproximadamente 60 y aproximadamente 80° de flexión.

Con referencia ahora a las FIGS. 13-15, en algunas realizaciones, la superficie condilar 100 incluye una transición gradual entre los radios de curvatura discretos en los intervalos de flexión iniciales a medios, de tal modo que se reduzca el cambio en el radio de curvatura de la superficie condilar en un intervalo de grados de flexión. Por ejemplo, como se muestra en la FIG. 13, en algunas realizaciones la sección de superficie curva 102 está diseñada para proporcionar una transición gradual desde el primer radio de curvatura R1 hasta el segundo radio de curvatura R2. Para ello, la sección de superficie curva 102 está definida por una pluralidad de trayectorias 120, en lugar de un radio constante de curvatura como se ha mostrado y descrito anteriormente con referencia a las FIGS. 5-8. Cada una de la pluralidad de trayectorias 120 se originan a partir de un origen común O. Adicionalmente, cada una de la pluralidad de trayectorias 120 define un respectivo punto de contacto 130 sobre la sección de superficie curva 120. Aunque en la FIG. 13 solo se muestran tres trayectorias 120 en pos de la claridad del dibujo, cabe observar que puede utilizarse un número infinito de trayectorias 120 para definir la sección de superficie curva 102.

La ubicación de cada uno de los puntos de contacto 130, que definen en conjunto la sección de superficie curva 102, se puede determinar basándose en la longitud de cada trayectoria 120 en cada grado de flexión. En particular, y de forma inesperada, se ha determinado que puede reducirse o retrasarse la traslación anterior paradójica del componente femoral 12 sobre el soporte tibial 14, mediante la definición de la sección de superficie curva 102 de acuerdo con la siguiente ecuación polinómica:

$$r_\theta = (a + (b * \theta) + (c * \theta^2) + (d * \theta^3)), \qquad (3)$$

en la que "r_θ" es la longitud de una trayectoria 120 (en unidades métricas) que define un punto de contacto 130 en la sección de superficie curva 104, en "θ" grados de flexión, "a" es un valor escalar entre 20 y 50, y "b" es un valor de coeficiente seleccionado de tal manera que:

$$-0{,}30 < b < 0{,}00, \qquad (4)$$
$$0{,}00 < b < 0{,}30, \text{ o}$$
$$b = 0$$

Si el coeficiente "b" seleccionado está en el intervalo de -0,30 < b <0,00, entonces los coeficientes "c" y "d" se seleccionan tal que:

$$0{,}00 < c < 0{,}012, \text{ y} \qquad (5)$$
$$-0{,}00015 < d < 0{,}00.$$

Alternativamente, si el coeficiente "b" seleccionado está en el intervalo de 0,00 < b <0,30, entonces los coeficientes "c" y "d" se seleccionan tal que:

$$-0{,}010 < c < 0{,}00, \text{ y} \qquad (6)$$
$$-0{,}00015 < d < 0{,}00.$$

Además, si el coeficiente “b” seleccionado es igual a 0, entonces los coeficientes “c” y “d” se seleccionan tal que:

$$-0{,}0020 < c < 0{,}00, \text{ o} \qquad (7)$$
$$0{,}00 < c < 0{,}0025, \text{ y}$$
$$-0{,}00015 < d < 0{,}00.$$

Cabe observar que los intervalos de valores para el escalar “a” y los coeficientes “b”, “c” y “d” se han determinado a partir de un número infinito de posibles soluciones para la ecuación polinómica (3). Es decir, el conjunto particular de intervalos anteriormente proporcionado se ha determinado para que genere un grupo de curvas (es decir, la sección de superficie curva 102), que proporcionen una transición gradual de la superficie condilar 100 desde el radio de curvatura R1 hasta el radio de curvatura R2 de tal manera que se reduzca o se retrase dicha traslación anterior del componente 12 femoral en relación con el soporte tibial 14. Adicionalmente, cabe apreciarse que el intervalo de valores para cada coeficiente “a”, “b”, “c” y “d” se ha proporcionado anteriormente en relación con realizaciones que se han diseñado utilizando el sistema métrico de unidades.

La forma general de la sección de superficie curva 102 también se ve afectada por la colocación del origen común O de la pluralidad de trayectorias 120. Al limitar la distancia 124 entre el origen común O de la pluralidad de trayectorias 120 y el origen 122 del radio distal de curvatura R1, puede reducirse o retrasarse el deslizamiento anterior paradójico del componente femoral 12 sobre el soporte tibial 14. Adicionalmente, puede mejorarse la estabilidad de la prótesis ortopédica 10 de rodilla al asegurarse de que el origen común O de la pluralidad de trayectorias 120 esté dentro de la distancia predeterminada 124, desde el origen 122 del radio distal de curvatura R1. Como tal, en una realización, la ubicación del origen común O de la pluralidad de trayectorias 120 se selecciona de tal manera que la distancia 124 entre el origen común O y el origen 120 del radio de curvatura R1 sea menor de aproximadamente 10 mm, para reducir o retrasar la traslación anterior del componente femoral y/o proporcionar una mejor estabilidad a la prótesis ortopédica 10 de rodilla.

En algunas realizaciones, la distancia 124 entre el origen común O y el origen 122 del radio de curvatura R1, y los valores de los coeficientes particulares, pueden depender del tamaño particular del componente femoral 12. Por ejemplo, como se muestra en la FIG. 14, una tabla 700 muestra una realización particular de valores de coeficiente para la ecuación polinómica (3) anteriormente definida, y de los valores para la distancia 124 definida entre el origen común O y el origen 122 del radio distal de curvatura R1. Como se muestra en la tabla 700, la distancia 124 entre el origen común O y el origen 122 del radio de curvatura R1, y el valor para el escalar “a”, cambian en función de los tamaños de los componentes femorales. Sin embargo, en esta realización particular, los valores para los coeficientes “b”, “c” y “d” son constantes en todos los tamaños del componente femoral. Sin embargo, cabe observar que, en otras realizaciones, los valores de los coeficientes “b”, “c” y “d” pueden cambiar en función de los tamaños del componente femoral.

Como se ha mencionado anteriormente, en algunas realizaciones, la superficie condilar 100 está diseñada o configurada de tal manera que el cambio en el radio de curvatura de la superficie condilar 100, en los intervalos de flexión inicial a media, no sea demasiado grande o demasiado abrupto (por ejemplo, la relación del grado de cambio en el radio de curvatura con respecto al cambio en los grados de flexión es demasiado grande). Es decir, si la relación del radio de curvatura R1 con respecto al radio de curvatura R2, R3, o R4 es demasiado grande, puede producirse la traslación anterior paradójica del componente femoral 12. Como tal, al diseñar la superficie condilar 100 del componente femoral 12 de tal manera que las relaciones del radio distal de curvatura R1 con respecto a (i) el radio de curvatura R2 de la sección de superficie curva 102, (ii) el radio de curvatura R3 de la sección de superficie curva 104, y (iii) el radio de curvatura R4 de la sección de superficie curva 106 de flexión final sean inferiores a un valor umbral predeterminado, el deslizamiento anterior paradójico puede reducirse, o retrasarse de otro modo, de forma inesperada.

En consecuencia, en una realización particular, la superficie condilar 100 del componente femoral 12 está diseñada de tal manera que la relación entre el radio de curvatura de R1 y el radio de curvatura R2 sea de entre aproximadamente 1,10 y aproximadamente 1,30, la relación del radio de curvatura R1 con respecto al radio de curvatura R3 sea entre aproximadamente 1,001 y aproximadamente 1,100, y la relación del radio de curvatura R1 con respecto al radio de curvatura R4 sea de aproximadamente 1,25 y aproximadamente 2,50. Adicionalmente, en algunas realizaciones, la relación del radio de curvatura R2 con respecto al radio de curvatura R3 es de entre aproximadamente 0,74 y aproximadamente 0,85.

La magnitud particular del aumento en el radio de curvatura R2 a R3 de la superficie condilar 100 del componente femoral 12, y/o el posicionamiento de dicho aumento sobre la superficie condilar 100, también puede/n estar

basados en, escalados por, o verse afectados de otro modo por, el tamaño del componente femoral 12. Es decir, cabe observar que un aumento de 0,5 mm del radio de curvatura R2 a R3 de la superficie condilar 100 es un aumento relativamente mayor en los componentes femorales de pequeño tamaño, en comparación con los componentes femorales de mayor tamaño. Como tal, la magnitud del aumento en el radio de curvatura R2 a R3 de la superficie condilar 100 del componente femoral 12 puede cambiar en función de los tamaños de componente femoral. Sin embargo, en una realización, las relaciones del radio de curvatura R1 con respecto a los radios de curvatura R2, R3 y R4 se mantienen a un valor sustancialmente constante, en todo el grupo de tamaños de componente femoral.

Por ejemplo, como se muestra en la FIG. 15, una tabla 800 define la longitud de cada radio de curvatura R1, R2, R3, R4 para un grupo de tamaños de componente femoral del 1 al 10. Como se muestra en la tabla 850, se selecciona la longitud de cada radio de curvatura R1, R2, R3, R4, para cada tamaño de componente femoral 12 del 1 al 10, de tal manera que las relaciones entre R1 y R2 y entre R1 y R3 sean sustancialmente constantes para todos los tamaños de componente femoral. En la realización descrita, como se ha analizado anteriormente, se mantiene la relación del radio de curvatura R1 con respecto al radio de curvatura R2 en un valor de aproximadamente entre 1,25 y aproximadamente 1,27 para todos los tamaños de componente femoral del 1 al 10, y se mantiene la relación del radio de curvatura R1 con respecto al radio de curvatura R3 en un valor de aproximadamente 1,005 para todos los tamaños de componente femoral del 1 al 10.

La forma general y el diseño de la superficie condilar 100 del componente femoral 12 se ha descrito anteriormente con respecto a un único cóndilo 52, 54 del componente femoral 12. Ambos cóndilos 52, 54 del componente femoral 12 pueden ser simétricos y tener superficies condilares 100 similares. Sin embargo, en otras realizaciones, los cóndilos 52, 54 del componente femoral 12 pueden ser asimétricos. Por ejemplo, como se muestra en la FIG. 16, el componente femoral 12 puede incluir un segundo cóndilo 52, 54 con una superficie condilar 300, que esté parcialmente definido por una pluralidad de secciones de superficie curva 302, 304, 306. La superficie curva 302 se extiende desde un grado inicial de flexión θ5 hasta un grado de flexión θ6 más avanzado. La sección de superficie curva 304 se extiende desde el grado de flexión θ6 hasta un grado de flexión θ7 más avanzado. La sección de superficie curva 306 se extiende desde el grado de flexión θ7 hasta un grado de flexión θ8 más avanzado. La superficie condilar 300 también incluye un radio distal R5, que efectúa una transición gradual hasta un radio de curvatura R6 mediante la sección de superficie curva 302. Adicionalmente, la sección curva 304 está definida por un radio de curvatura R7, y la sección curva 306 está definida por un radio de curvatura R8.

Como tal, en las realizaciones en las que los cóndilos 52, 54 sean simétricos, el grado de flexión θ5 es sustancialmente igual al grado de flexión θ1, el grado de flexión θ6 es sustancialmente igual al grado de flexión θ2, el grado de flexión θ7 es sustancialmente igual al grado de flexión θ3, y el grado de flexión θ8 es sustancialmente igual al grado de flexión θ4. Adicionalmente, el radio de curvatura R5 es sustancialmente igual al radio de curvatura R1, el radio de curvatura R6 es sustancialmente igual al radio de curvatura R2, el radio de curvatura R7 es sustancialmente igual al radio de curvatura R3, y el radio de curvatura R8 es sustancialmente igual al radio de curvatura R4. Adicionalmente, el conjunto de valores de coeficiente “a”, “b”, “c” y/o “d” de la ecuación (4) anteriormente descrita son sustancialmente similares para ambos cóndilos.

Sin embargo, en otras realizaciones, los cóndilos 52, 54 pueden ser asimétricos. Como tal, el grado de flexión θ5 puede ser diferente del grado de flexión θ1. Además, el grado de flexión θ6 puede ser diferente del grado de flexión θ2. Es decir, el aumento en el radio de curvatura entre R2 y R3 puede producirse en diferentes grados de flexión entre los cóndilos 52, 54. Adicionalmente, el grado de flexión θ8 puede ser diferente del grado de θ4 flexión. Sin embargo, cabe observar que el grado de flexión θ7 puede ser sustancialmente igual al grado de flexión θ3, de tal manera que la leva posterior 80 esté posicionada correctamente dentro de la escotadura intercondilar 56. Adicionalmente, en aquellas realizaciones en las que los cóndilos 52, 54 sean asimétricos, el radio de curvatura R5 puede ser diferente del radio de curvatura R1, el radio de curvatura R6 puede ser diferente del radio de curvatura R2, el radio de curvatura R7 puede ser diferente del radio de curvatura R3, y/o el radio de curvatura R8 puede ser diferente del radio de curvatura R4. Adicionalmente, el conjunto de valores de coeficiente “a”, “b”, “c” y/o “d” de la ecuación (3) anteriormente descrita puede ser diferente entre las superficies del cóndilo 100 y 300.

REIVINDICACIONES

1. Una prótesis (10) de rodilla ortopédica posterior estabilizada, que comprende:

un componente (12) femoral que incluye (i) un par de cóndilos (52,54) separados entre sí, que definen una escotaduraescotadura (56) intercondilar entre los mismos, teniendo al menos uno del par de cóndilos separados una superficie (100) condilar, curvada en el plano sagital, y (ii) una leva (80) posterior situada en la escotaduraescotadura intercondilar; y
un soporte (14) tibial que incluye (i) una plataforma (30) que tiene una superficie (32) de soporte, configurada para articularse con la superficie condilar del componente femoral, y (ii) una protuberancia (60) que se extiende hacia arriba desde la plataforma,

en el que la superficie condilar del componente femoral (i) hace contacto con la superficie de soporte, en un primer punto de contacto sobre la superficie condilar, en un primer grado de flexión, (ii) hace contacto con la superficie de soporte en un segundo punto de contacto sobre la superficie condilar, en un segundo grado de flexión, siendo mayor el segundo grado de flexión que el primer grado de flexión y estando en el intervalo de entre aproximadamente 0 grados y aproximadamente 50 grados, y (iii) hace contacto con la superficie de soporte en un tercer punto de contacto sobre la superficie condilar en un tercer grado de flexión, siendo el tercer grado de flexión mayor que el segundo grado de flexión e inferior a 90 grados aproximadamente, y
en el que la superficie condilar, con un primer radio de curvatura, es curva en el plano sagital en el primer punto de contacto, un segundo radio de curvatura es curvo en el plano sagital en el segundo punto de contacto, y un tercer radio de curvatura es curvo en el plano sagital en el tercer punto de contacto,
caracterizado porque
el contacto inicial entre la leva posterior del componente femoral y la protuberancia del soporte tibial tiene lugar en un cuarto grado de flexión, el cuarto grado de flexión no siendo mayor de aproximadamente 10 grados más que el tercero grado de flexión.

2. La prótesis (10) de rodilla ortopédica posterior estabilizada de la reivindicación 1, en la que el segundo grado de flexión no es superior a aproximadamente 30 grados.

3. La prótesis (10) de rodilla ortopédica posterior estabilizada de la reivindicación 1, en la que el tercer grado de flexión es al menos 30 grados.

4. La prótesis (10) de rodilla ortopédica posterior estabilizada de la reivindicación 3, en la que el tercer grado de flexión es al menos 50 grados.

5. La prótesis (10) de rodilla ortopédica posterior estabilizada de la reivindicación 4, en la que el tercer grado de flexión es al menos 70 grados.

6. La prótesis (10) de rodilla ortopédica posterior estabilizada de la reivindicación 1, en la que el cuarto grado de flexión no es mayor que el tercer grado de flexión.

7. La prótesis (10) de rodilla ortopédica posterior estabilizada de la reivindicación 1, en la que el cuarto grado de flexión es al menos 70 grados.

8. La prótesis (10) de rodilla ortopédica posterior estabilizada de la reivindicación 1, en la que el tercer radio de curvatura es al menos 2 milímetros mayor que el segundo radio de curvatura.

9. La prótesis (10) de rodilla ortopédica posterior estabilizada de la reivindicación 8, en la que el tercer radio de curvatura es al menos 5 milímetros mayor que el segundo radio de curvatura.

10. La prótesis (10) de rodilla ortopédica posterior estabilizada de la reivindicación 1, en la que la relación del segundo radio con respecto al tercer radio está en el intervalo de 0,75-0,85.

11. La prótesis (10) de rodilla ortopédica posterior estabilizada de la reivindicación 1, en la que:

en el plano sagital, la superficie (100) condilar del componente (12) femoral incluye (i) una primera sección (102) de superficie curva, definida entre el primer punto de contacto y el segundo punto de contacto, y (ii) una segunda sección (104) de superficie curva definida entre el segundo punto de contacto y el tercer punto de contacto,
la primera sección de superficie curva tiene un radio de curvatura sustancialmente constante, sustancialmente igual al segundo radio de curvatura, y
la segunda sección de superficie curva tiene un radio de curvatura sustancialmente constante, sustancialmente igual al tercer radio de curvatura.

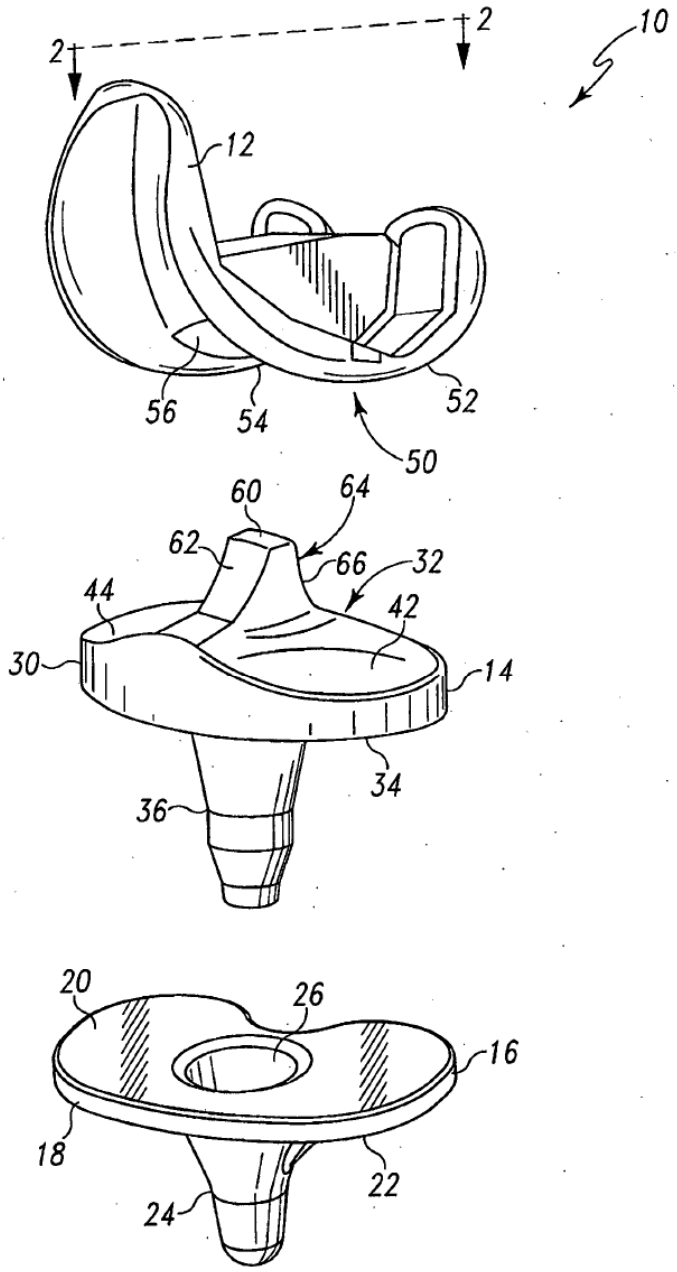

Fig. 1

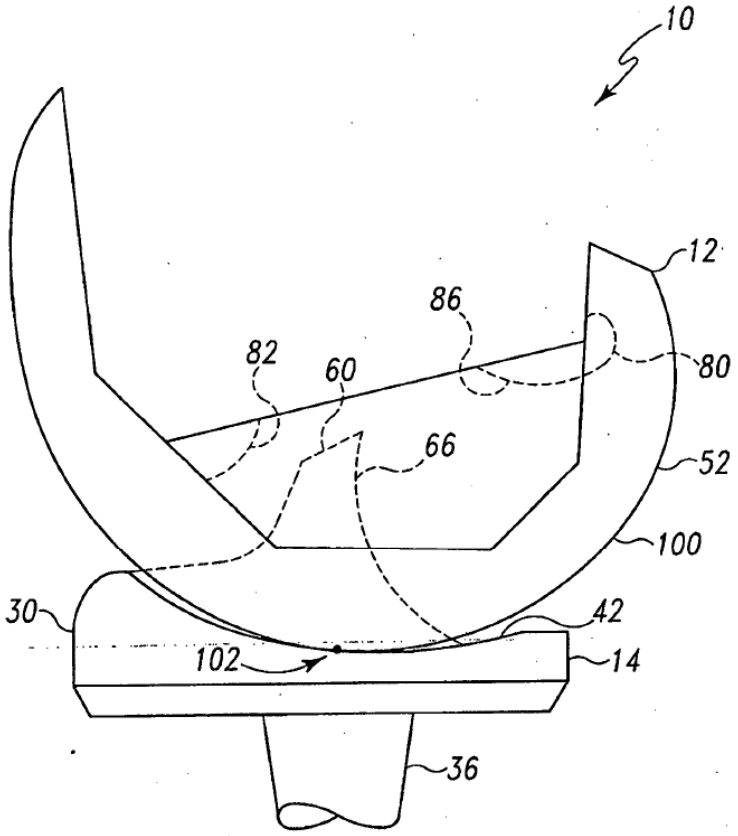

Fig. 2

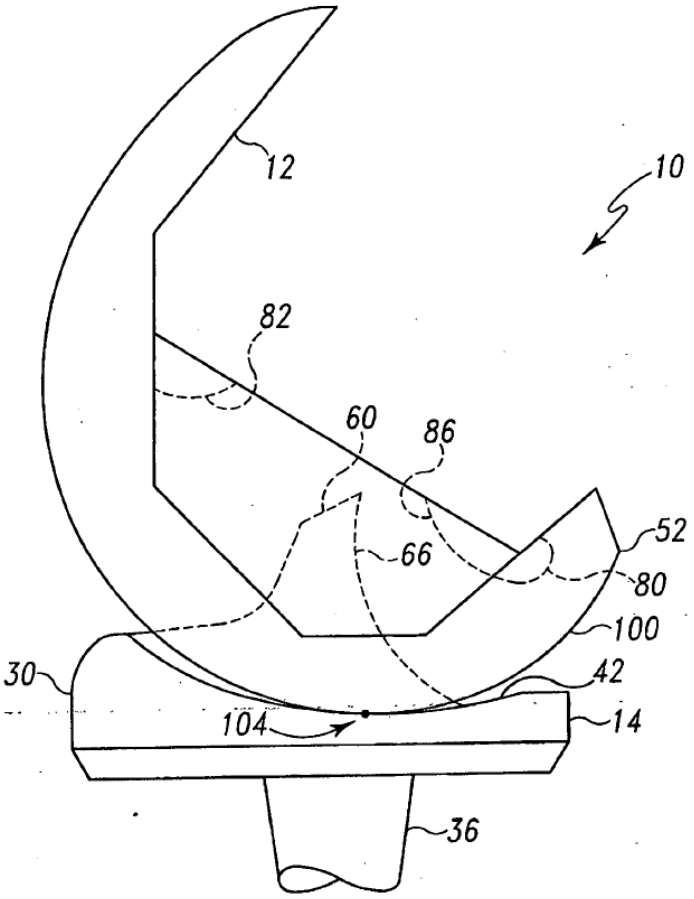

Fig. 3

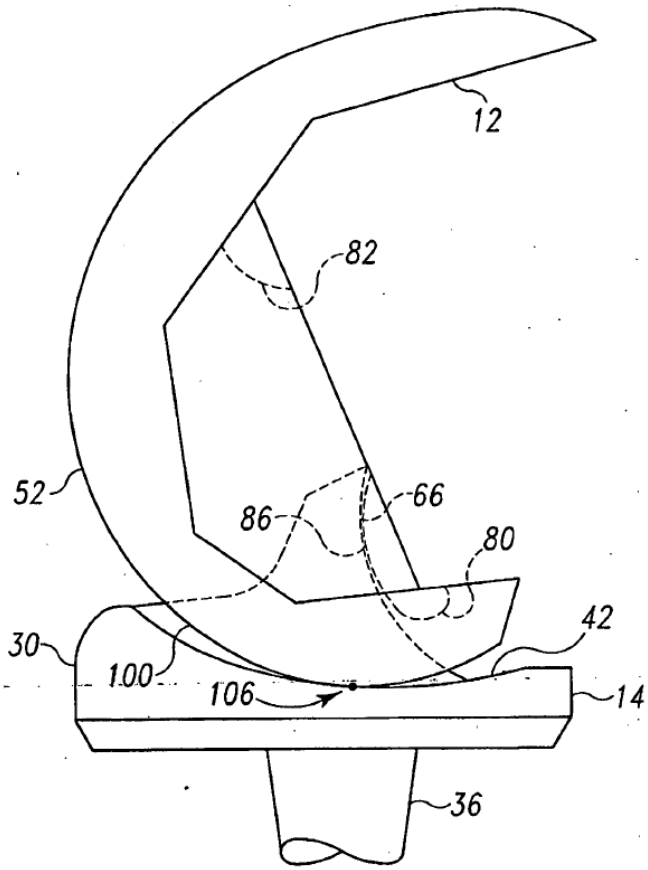

Fig. 4

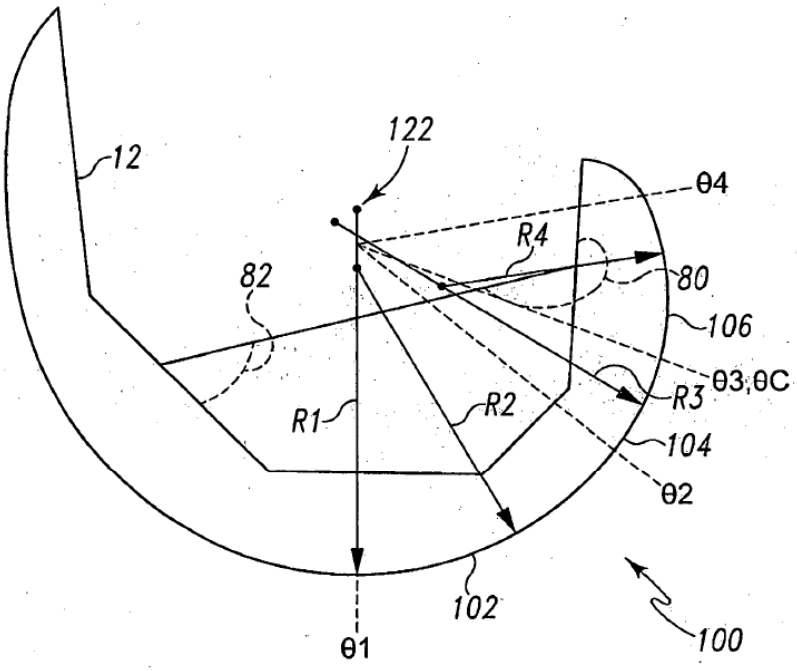

Fig. 5

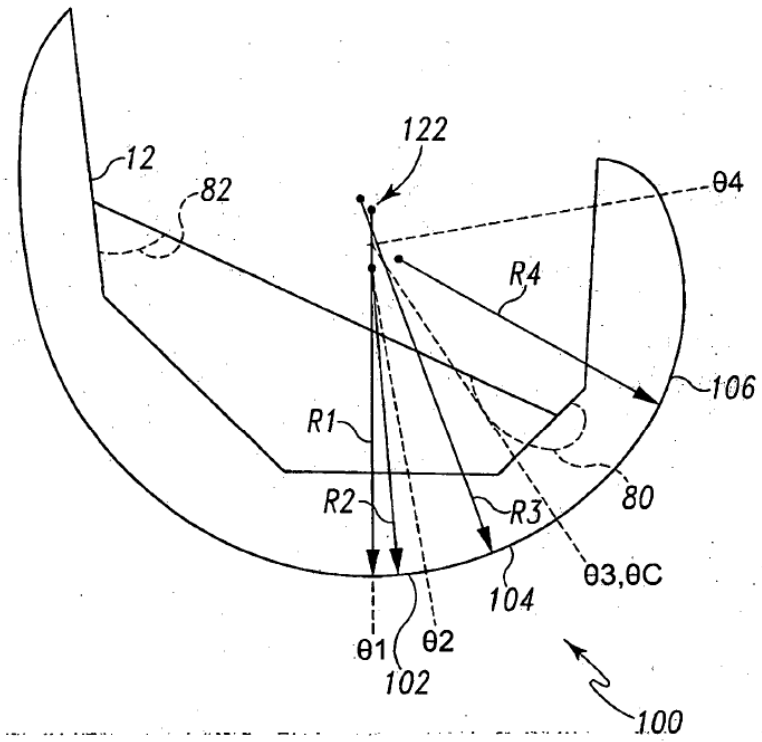

Fig. 6

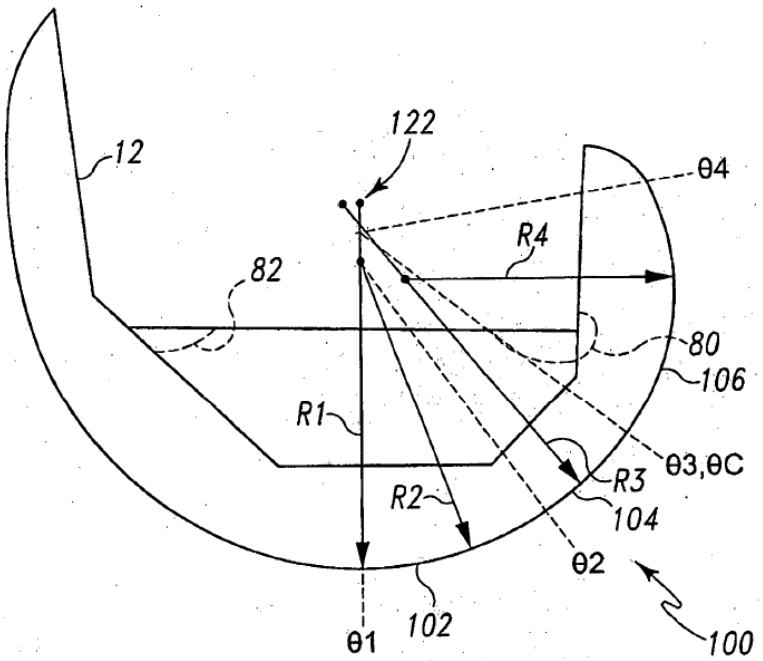

Fig. 7

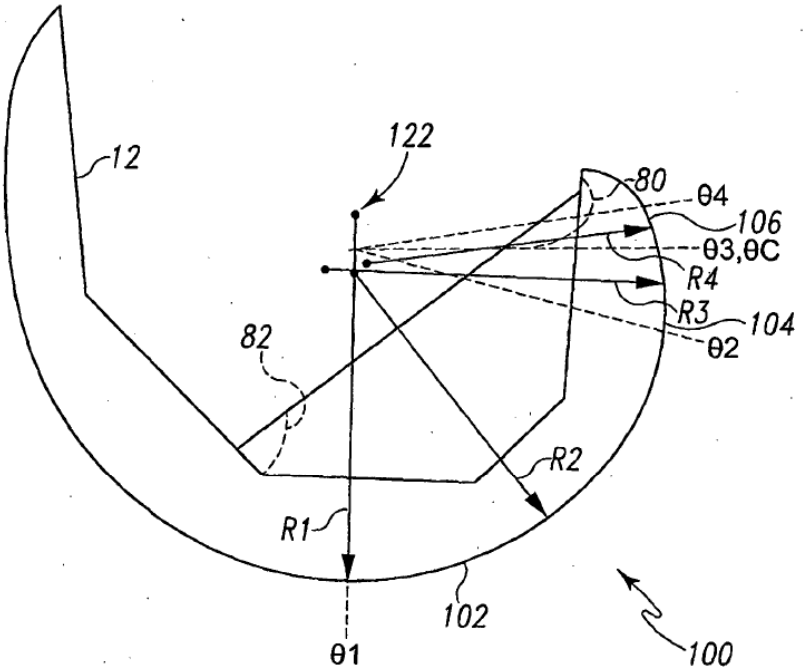

Fig. 8

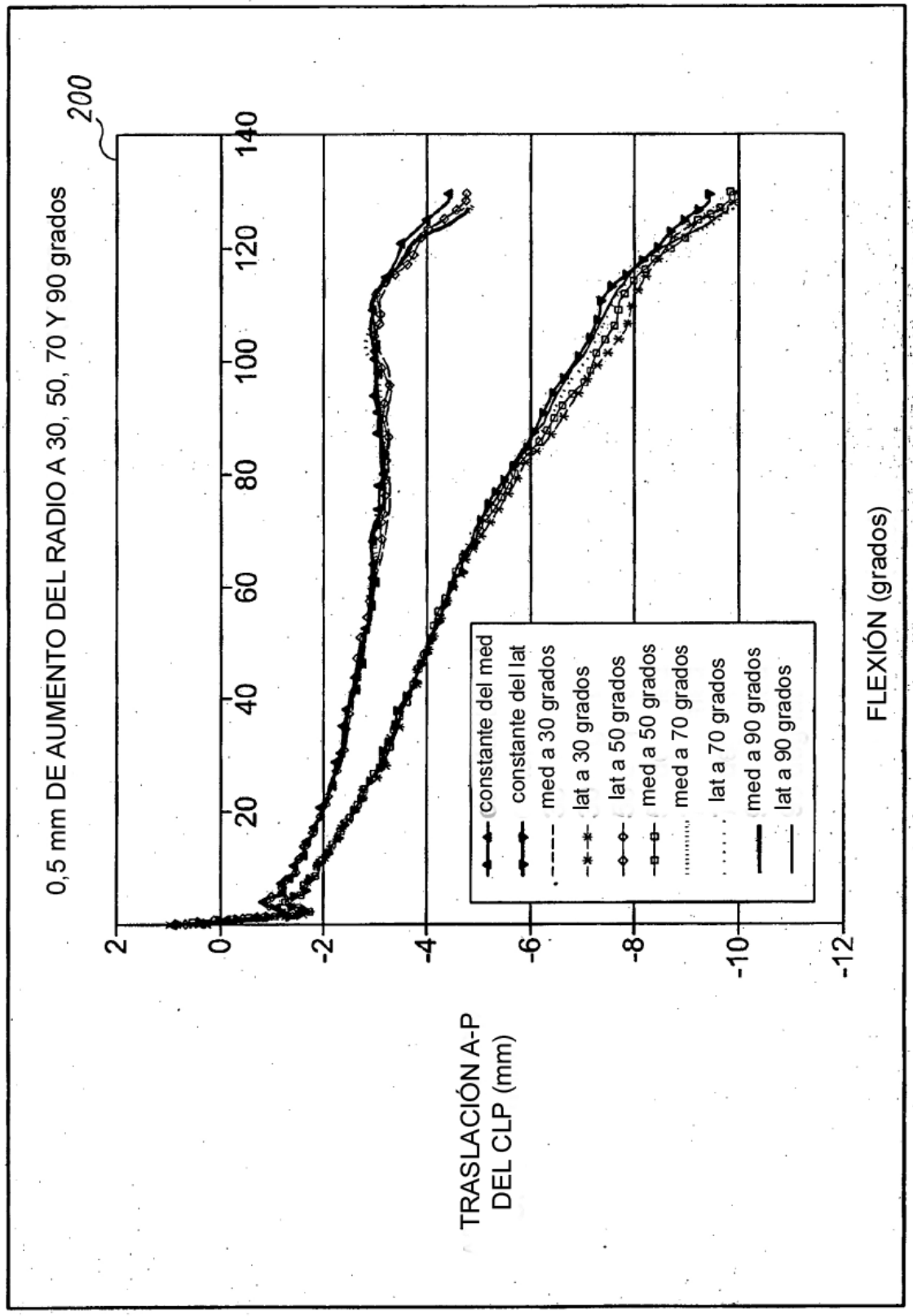
200
0,5 mm DE AUMENTO DEL RADIO A 30, 50, 70 Y 90 grados
TRASLACIÓN A-P
DEL CLP (mm)
FLEXIÓN (grados)
2
0
-2
-4
-6
-8
-10
-12
20
40
60
80
100
120
140
constante del med
constante del lat
med a 30 grados
lat a 30 grados
lat a 50 grados
med a 50 grados
med a 70 grados
lat a 70 grados
med a 90 grados
lat a 90 grados

Fig. 9

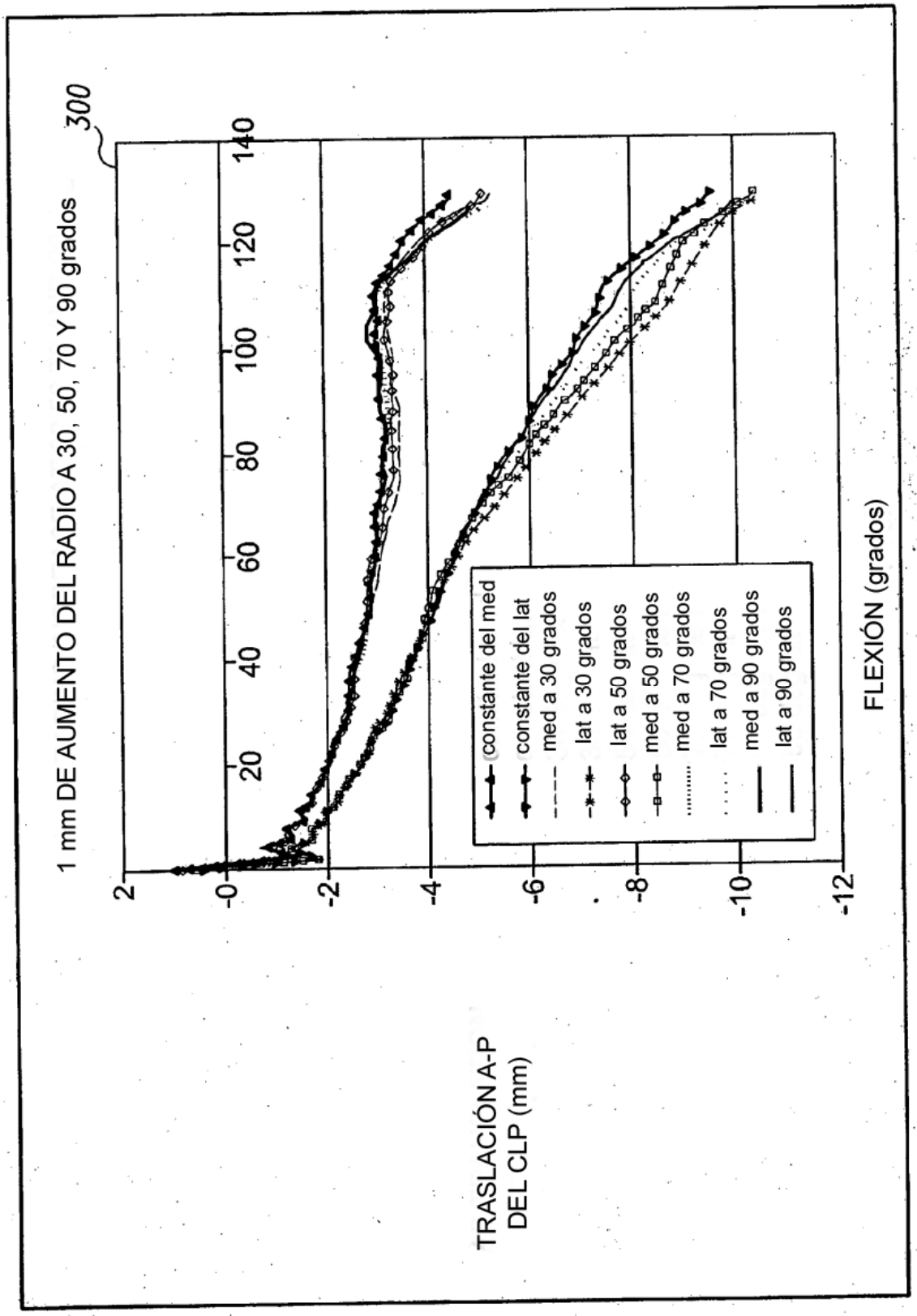
300
1 mm DE AUMENTO DEL RADIO A 30, 50, 70 Y 90 grados
TRASLACIÓN A-P
DEL CLP (mm)
FLEXIÓN (grados)
2
0
-2
-4
-6
-8
-10
-12
20
40
60
80
100
120
140
constante del med
constante del lat
med a 30 grados
lat a 30 grados
lat a 50 grados
med a 50 grados
med a 70 grados
lat a 70 grados
med a 90 grados
lat a 90 grados

Fig. 10

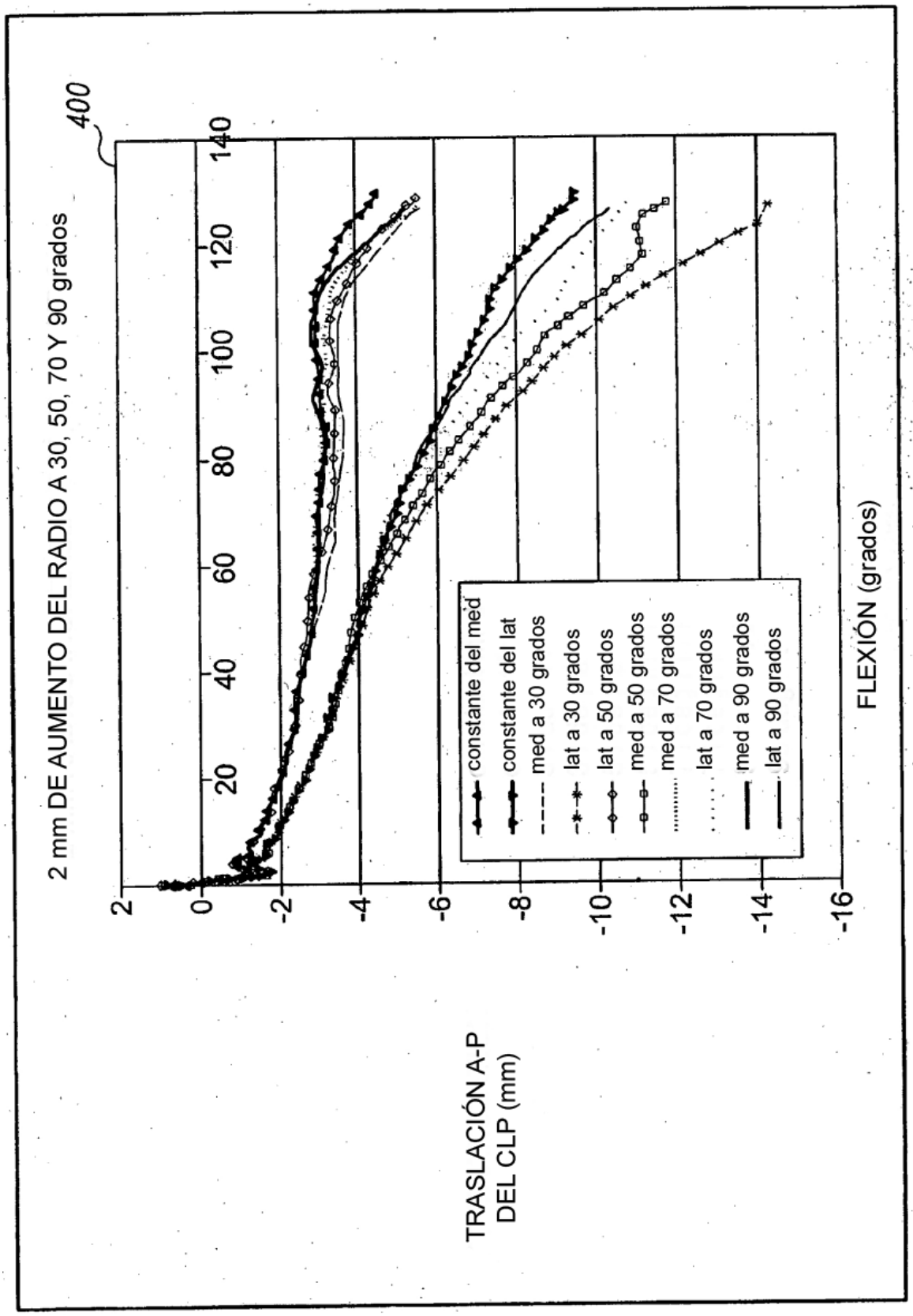
400
2 mm DE AUMENTO DEL RADIO A 30, 50, 70 Y 90 grados
TRASLACIÓN A-P
DEL CLP (mm)
FLEXIÓN (grados)
2
0
-2
-4
-6
-8
-10
-12
-14
-16
20
40
60
80
100
120
140
constante del med
constante del lat
med a 30 grados
lat a 30 grados
lat a 50 grados
med a 50 grados
med a 70 grados
lat a 70 grados
med a 90 grados
lat a 90 grados

Fig. 11

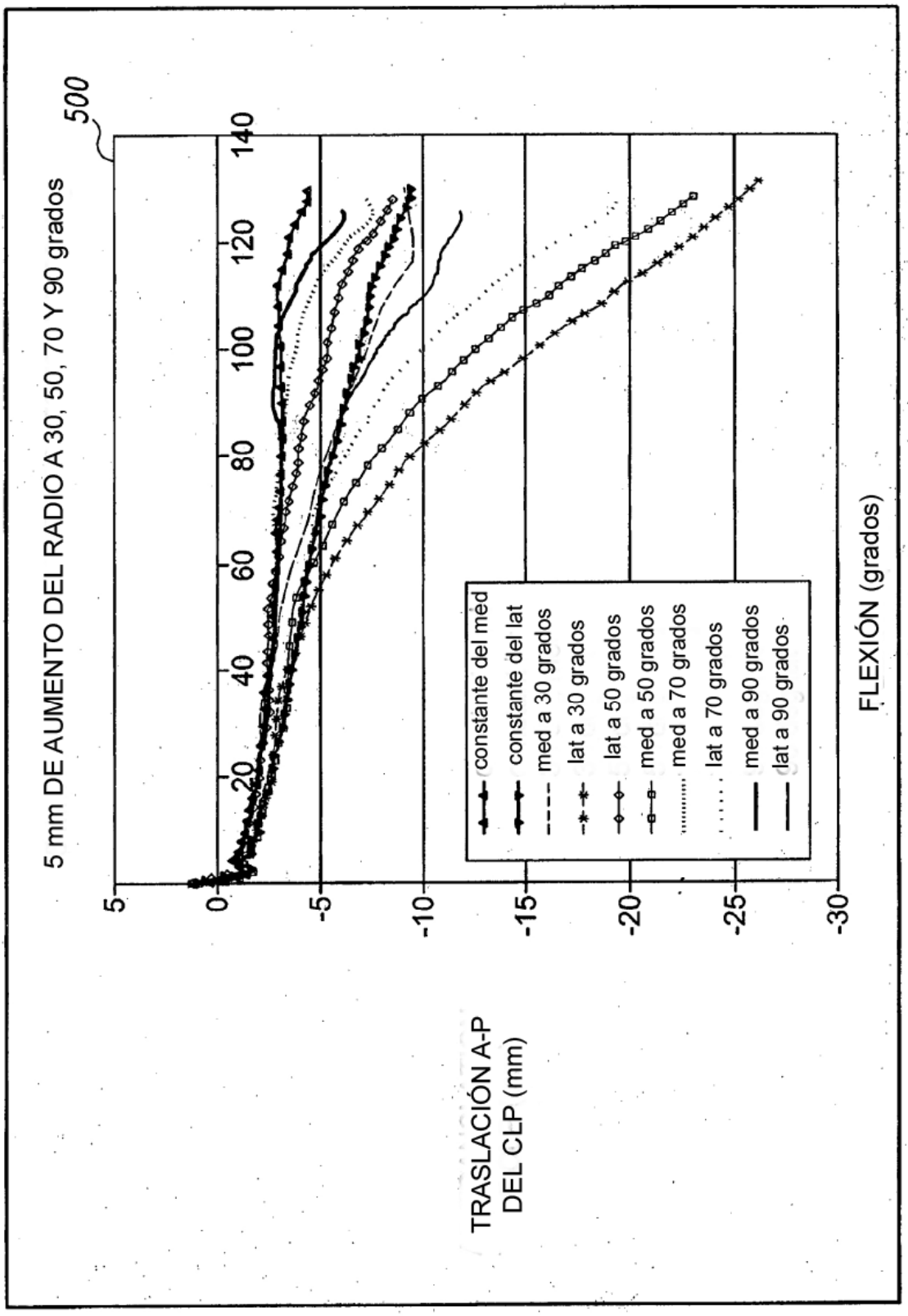
500
5 mm DE AUMENTO DEL RADIO A 30, 50, 70 Y 90 grados
TRASLACIÓN A-P DEL CLP (mm)
FLEXIÓN (grados)
5
0
-5
-10
-15
-20
-25
-30
20
40
60
80
100
120
140
constante del méd
constante del lat
med a 30 grados
lat a 30 grados
lat a 50 grados
med a 50 grados
med a 70 grados
lat a 70 grados
med a 90 grados
lat a 90 grados

Fig. 12

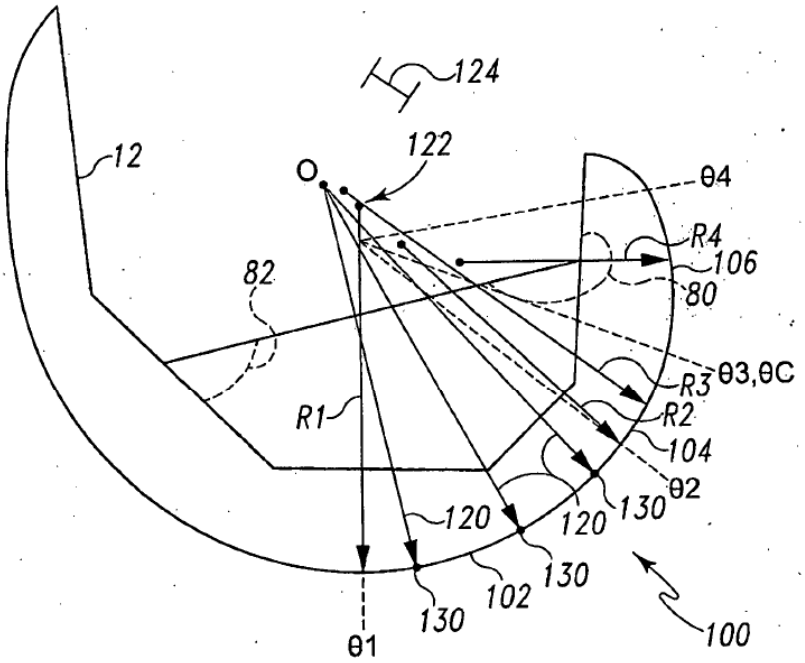
124
12
122
O
θ4
R4
106
82
80
θ3,θC
R3
R1
R2
104
θ2
120
120
130
130
102
130
θ1
100

Fig. 13

700

TAMAÑO DE COMPONENTE	DISTANCIA ENTRE ORÍGENES	ECUACIÓN DE LONGITUD DE TRAYECTORIA
1	4,008	$R=29,383391+0,0166694187*\theta-0,00027002378*\theta^2-0,0000124837*\theta^3$
2	3,898	$R=30,470577+0,0166694187*\theta-0,00027002378*\theta^2-0,0000124837*\theta^3$
3	3,722	$R=31,597988+0,0166694187*\theta-0,00027002378*\theta^2-0,0000124837*\theta^3$
4	3,629	$R=32,767114+0,0166694187*\theta-0,00027002378*\theta^2-0,0000124837*\theta^3$
5	3,468	$R=33,979497+0,0166694187*\theta-0,00027002378*\theta^2-0,0000124837*\theta^3$
6	3,288	$R=35,236738+0,0166694187*\theta-0,00027002378*\theta^2-0,0000124837*\theta^3$
7	3,088	$R=36,540498+0,0166694187*\theta-0,00027002378*\theta^2-0,0000124837*\theta^3$
8	2,866	$R=37,892496+0,0166694187*\theta-0,00027002378*\theta^2-0,0000124837*\theta^3$
9	2,623	$R=39,294518+0,0166694187*\theta-0,00027002378*\theta^2-0,0000124837*\theta^3$
10	2,356	$R=40,748416+0,0166694187*\theta-0,00027002378*\theta^2-0,0000124837*\theta^3$

Fig. 14

800

TAMAÑO DE COMPONENTE	R1	R2	R3	R4	RELACIÓN R1/R2	RELACIÓN R1/R3	RELACIÓN R1/R4
1	25,5	20,4	25,4	11,2	1,251	1,005	2,271
2	26,7	21,3	26,6	12,6	1,252	1,005	2,120
3	28,0	22,3	27,8	14,0	1,253	1,005	2,001
4	29,3	23,3	29,1	15,4	1,255	1,005	1,901
5	30,7	24,4	30,5	16,9	1,257	1,005	1,818
6	32,1	25,5	31,9	18,4	1,259	1,005	1,747
7	33,6	26,7	33,4	19,9	1,261	1,005	1,686
8	35,2	27,9	35,0	21,5	1,263	1,005	1,633
9	36,8	29,1	36,7	23,2	1,265	1,005	1,586
10	38,6	30,4	38,4	25,0	1,268	1,005	1,545

Fig. 15

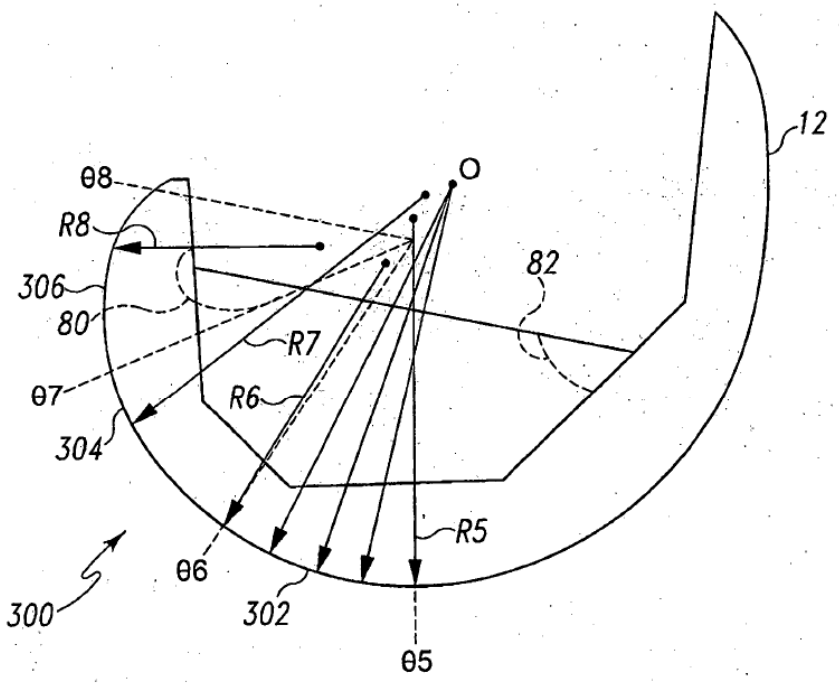

Fig. 16