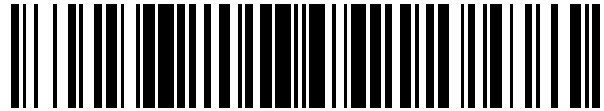


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 560 836**

51 Int. Cl.:

A61F 2/38

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.06.2012 E 12803639 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.11.2015 EP 2726020**

54 Título: **Estabilizador posterior de prótesis de rodilla ortopédica teniendo controlada la curvatura condiliar**

30 Prioridad:

30.06.2011 US 201161503343 P

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

23.02.2016

73 Titular/es:

**DEPUY (IRELAND) (100.0%)
Loughbeg Industrial Estate
Ringaskiddy Cork, IE**

72 Inventor/es:

**WYSS, JOSEPH G.;
LEE, JORDAN S. y
WAGNER, CHRISTEL M.**

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

ES 2 560 836 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

Estabilizador posterior de prótesis de rodilla ortopédica teniendo controlada la curvatura condiliar.

- 5 **[0001]** El invento se relaciona a prótesis ortopédicas para su utilización en cirugías de reemplazo de la rodilla.
- 10 **[0002]** La artroplastia de las articulaciones es un procedimiento quirúrgico muy conocido por el cual una articulación natural enferma y/o dañada es reemplazada por una articulación protésica. Una prótesis típica de rodilla incluye una bandeja de la tibia, un componente femoral, y una inserción o un soporte polimérico posicionado entre la bandeja de la tibia y el componente femoral. Dependiendo de la gravedad del daño a la articulación del paciente, se pueden usar prótesis ortopédicas de movilidad variada. Por ejemplo, la prótesis de rodilla puede incluir un soporte tibial "fijo" en los casos en los que es deseable el limitar el movimiento de la prótesis de la rodilla, tal como en los casos en que existe un daño o pérdida significativa de tejido suave. Alternamente, la prótesis de la rodilla podría incluir un soporte tibial "móvil" en los casos en los cuales se desea un mayor nivel de libertad de movimiento. Adicionalmente, la prótesis de la rodilla puede ser una prótesis de rodilla total diseñada para reemplazar al interfaz femoral-tibial de ambos cóndilos del fémur del paciente o una prótesis de rodilla de un solo compartimiento (o de un solo cóndilo) diseñada para reemplazar el interfaz femoral-tibial de un solo cóndilo del fémur del paciente.
- 15 **[0003]** El tipo de prótesis ortopédica de rodilla utilizado para reemplazar a la rodilla natural de un paciente también podría depender de si es que el ligamento cruzado posterior del paciente es retenido o sacrificado (por ejemplo, removido) durante la cirugía. Por ejemplo, si el ligamento cruzado posterior del paciente está dañado, enfermo y/o fue removido de otra forma durante la cirugía, una prótesis estabilizada posterior de rodilla podría utilizarse para suministrar un soporte adicional y/o control a niveles posteriores de flexión. Alternamente, si el ligamento cruzado posterior está intacto, podría utilizarse una prótesis de rodilla que retiene a la cruz.
- 20 **[0004]** Prótesis ortopédicas de rodilla comunes son diseñadas generalmente para duplicar el movimiento natural de la articulación del paciente. En la forma en que la rodilla se flexiona y se extiende, los componentes femorales y tibiales articulan y experimentan combinaciones de movimientos delanteros-posteriores relativos en relación a la rotación interna-externa. Sin embargo, el tejido suave aledaño del paciente también causa impacto en la cinemática y estabilidad de la prótesis ortopédica de rodilla a lo largo del rango de movimiento de la articulación. Eso quiere decir que las fuerzas ejercidas en los componentes ortopédicos por el tejido suave del paciente podrían causar una moción no conveniente ni deseada de la prótesis ortopédica de la rodilla. Por ejemplo, en la prótesis ortopédica de rodilla podría mostrar un monto de un traslado frontal no natural (paradójico) en la misma forma en que el componente femoral se mueve a lo largo del rango de flexión.
- 25 **[0005]** En una prótesis ortopédica de la rodilla típica, un traslado paradójico frontal podría ocurrir en casi cualquier grado de flexión, pero particularmente a niveles medianos hasta avanzados de flexión. Un traslado frontal paradójico puede definirse generalmente como un movimiento relativo anormal de un componente femoral en un soporte tibial en el cual el "punto" de contacto entre el componente femoral y los soportes tibiales se "deslizan" delanteramente en relación al soporte tibial. Este traslado frontal paradójico podría resultar en una pérdida de estabilidad de la articulación, un desgaste acelerado, cinemática anormal de la rodilla y/o causar que el paciente experimente una sensación de inestabilidad durante algunas actividades.
- 30 **[0006]** US-A-2009/0326665 presenta una prótesis ortopédica posterior estabilizada de rodilla que tiene las características especificadas en la parte pre-caracterizadora de la reivindicación uno.
- 35 **[0007]** El invento suministra una prótesis ortopédica estabilizada posterior de la rodilla tal como se definió la reivindicación 1.
- 40 **[0008]** Opcionalmente, el componente femoral podría contactar inicialmente a la espina del soporte tibial a un nivel de flexión en el rango de 70 a 80°.
- 45 **[0009]** Opcionalmente, el primer nivel de flexión es de alrededor de 0° y en el 2º nivel de flexión es alrededor de 70°.
- 50 **[0010]** Opcionalmente, el 3^{er} nivel de fricción no es menor que 73°.
- 55 **[0011]** Opcionalmente, el primer radio de curvatura puede ser mayor que el 2º radio de curvatura y la primera sección superficial curva puede tener un radio de curvatura delantero-posterior no constante que se reduce.
- 60 **[0012]** Opcionalmente, la superficie del cóndilo del componente femoral también puede contactar a la superficie de soporte en un 4º punto de contacto en la superficie de cóndilo a un 4º nivel de flexión. El 4º nivel de fricción puede ser superior que el 3^{er} nivel de flexión. Opcionalmente, el 4º nivel de flexión está en el rango de 90 a 120°. La superficie del cóndilo también puede incluir un 4º radio de curvatura en el plano sagital en el 4º punto de contacto. La tasa del 4º radio de curvatura dividido para el 3^{er} radio de curvatura puede estar en el rango de 0.7 a 1.15.
- 65

[0013] Opcionalmente, la superficie de cóndilo del componente femoral también puede contactar a la superficie de soporte en un 5º punto de contacto en la superficie de cóndilo a un 5º nivel de flexión. El 5º nivel de flexión puede ser mayor que el 4º nivel de flexión. Opcionalmente, el 5º nivel de flexión está en el rango de 140 a 165°. La superficie de cóndilo también puede incluir un 5º radio de curvatura en el plano sagital en el 5º punto de contacto. El 5º radio de curvatura puede ser menor que el 4º radio de curvatura.

[0014] En otra prótesis posterior ortopédica estabilizada de la rodilla, la superficie de cóndilo del componente femoral puede contactar a la superficie de soporte en un primer punto de contacto en la superficie de cóndilo a un primer nivel de flexión, también puede contactar a la superficie de soporte en un 2º punto de contacto en la superficie del cóndilo a un 2º nivel de flexión, y puede contactar a la superficie de soporte en un 3º punto de contacto en la superficie de cóndilo a un 3º nivel de flexión. Adicionalmente, la leva posterior del componente femoral puede contactar inicialmente la espina del soporte tibial a un nivel de flexión entre el 2º nivel de flexión y el 3º nivel de flexión. Por ejemplo, el componente femoral puede contactar inicialmente la espina de soporte tibial a un nivel de flexión en el rango de 70 a 80°.

[0015] El primer nivel de flexión puede ser de alrededor de 0°. En algunas estructuras el 2º nivel de flexión puede ser mayor que el primer nivel de flexión y puede estar en el rango de alrededor de 60 a 75°. Por ejemplo, el 2º nivel de flexión es alrededor de 70°. El 3º nivel de flexión puede ser mayor que el 2º nivel de flexión y menor que alrededor de 90°. Por ejemplo, el 3º nivel de flexión no es mayor que 73°.

[0016] La superficie de cóndilo del componente femoral también puede contactar a la superficie de soporte en una pluralidad de puntos de contacto entre el primer punto de contacto y el 2º punto de contacto cuando el componente femoral se mueve desde el primer nivel de flexión al 2º nivel de flexión. Opcionalmente, cada punto de contacto de la pluralidad de puntos de contacto pueden definirse por un rayo que se extiende desde un origen común al punto de contacto respectivo de la pluralidad de puntos de contacto, teniendo cada rayo una longitud definida por la siguiente ecuación polinómica:

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

en la cual r_{θ} es la longitud del rayo que define un punto de contacto a θ grados de flexión, a, b, c y d son valores coeficientes. Por ejemplo, en una estructura, a es un valor coeficientes entre 35 y 45, y b es un valor coeficiente en un rango seleccionado de un grupo que consiste de: $0.00 < b < 0.30$ y $b = 0.015384615$, en el cual cuando b está en el rango de $< c < 0.30$, (i) c es un valor coeficientes entre -0.010 y 0.0 y (ii) d es un valor coeficientes entre -0.00015 y 0.00, y en el cual cuando b es igual a 0.015384615, (i) c es un valor coeficientes igual a alrededor de -0.00027024 y (ii) d es un valor coeficientes igual a alrededor de -0.0000212.

[0017] Opcionalmente, la superficie de cóndilo puede tener un primer radio de curvatura en el plano sagital en el primer punto de contacto. El primer radio de curvatura puede tener un origen y una distancia entre el origen del primer radio de curvatura y el origen común de los rayos puede estar en el rango de 0 a 10 mm. Adicionalmente, el primer radio de curvatura puede ser mayor que el 2º radio de curvatura y la primera sección de superficie curva puede tener un radio constante delantero-posterior de curvatura que se reduce.

[0018] En otra prótesis ortopédica estabilizada posterior de la rodilla, la superficie de cóndilo del componente femoral puede contactar a la superficie de soporte en un primer punto de contacto en la superficie de cóndilo en un primer nivel de flexión, puede contactar a la superficie soporte en un 2º punto de contacto en la superficie de cóndilo a un 2º nivel de flexión, y puede contactar a la superficie de soporte en un 3º punto de contacto en la superficie de cóndilo a un 3º nivel de flexión. Adicionalmente, la leva posterior del componente femoral puede contactar inicialmente la espina del soporte tibial a un nivel de flexión entre el 2º nivel de flexión y el 3º nivel de flexión. Por ejemplo, el componente femoral puede contactar inicialmente a la espina del soporte tibial a un nivel de flexión en el rango de 70 a 80°.

[0019] En algunas estructuras el 2º nivel de flexión puede ser mayor que el primer nivel de flexión y puede estar en el rango de alrededor de 60° a alrededor de 75°. Por ejemplo, el 2º nivel de flexión es de alrededor de 70°. El 3º nivel de flexión puede ser mayor que el 2º nivel y menor que alrededor de 90°. Por ejemplo, el 3º nivel de flexión no es menor que 73°.

[0020] La superficie de cóndilo en el plano sagital puede tener un primer radio de curvatura en el primer punto de contacto, un 2º radio de curvatura en el 2º punto de contacto, y un 3º radio de curvatura en el 3º punto de contacto. Adicionalmente, la superficie de cóndilo puede tener una primera sección superficial curva definida entre el primer punto de contacto y el 2º punto de contacto. La primera sección superficial curva puede tener un radio de curvatura no constante que se reduce. La superficie de cóndilo también puede tener una 2ª sección superficial curva definida entre el 2º punto de contacto y el 3º punto de contacto. La 2ª sección superficial curva puede tener un radio sustancialmente constante de curvatura igual al 3º radio de curvatura.

[0021] Opcionalmente, la superficie de cóndilo del componente femoral también puede contactar a la superficie de soporte en varios puntos de contacto entre el primer punto de contacto y el 2º punto de contacto cuando el componente femoral se mueve desde el primer nivel de flexión al 2º nivel de flexión. Opcionalmente, cada punto de contacto de las pluralidades de puntos de contacto pueden definirse por medio de un rayo que se extiende desde un origen común al respectivo punto de contacto de las pluralidades de puntos de contacto, teniendo cada rayo una longitud definida por la siguiente ecuación polinómica:

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

en la cual r_{θ} es la longitud del rayo que define un punto de contacto a θ grados de flexión, a, b, c y d son valores coeficientes. Por ejemplo, a es un valor coeficientes entre 35 y 45, y b es un valor coeficientes en un rango seleccionado de un grupo que consiste de: $0.00 < b < 0.30$ y $b = 0.015384615$, en el cual cuando b está en el rango de $0 < b < 0.30$, (i) c es un valor coeficientes entre -0.010 y 0.00 y (ii) d es un valor coeficientes entre -0.00015 y 0.00, en el cual cuando b es igual a 0.015384615, (i) c es un valor coeficientes igual que alrededor de -0.00027024 y (ii) d es un valor coeficientes igual a alrededor de -0.0000212.

[0022] Opcionalmente, cada una de las parejas de cóndilos separados puede incluir una superficie de cóndilo. Las superficies de cóndilos pueden ser sustancialmente simétricas o pueden ser asimétricas.

[0023] La descripción detallada se refiere particularmente a las siguientes figuras, en las cuales:

La figura 1 es una vista en perspectiva de piezas separadas de una prótesis ortopédica de rodilla.

La figura 2 es una vista en perspectiva transversal de un componente femoral en un soporte tibial de la figura 1 tomada a lo largo de la sección de las líneas 2-2 y que tiene al componente femoral articulado a un primer nivel de flexión.

La figura 3 es una vista en perspectiva transversal de un componente femoral y un soporte tibial de la figura 2 que tiene al componente femoral articulado a un 2º nivel de flexión.

La figura 4 es una vista en perspectiva transversal de un componente femoral y un soporte tibial de la figura 2 que tiene al componente femoral articulado a un 3^{er} nivel de flexión.

La figura 5 es una vista en perspectiva transversal del componente femoral de la figura 1.

La figura 6 es una vista en perspectiva transversal de otro componente femoral de la figura 1.

La figura 7 es una vista en perspectiva transversal de otro componente femoral de la figura 1.

La figura 8 es una vista en perspectiva transversal de otro componente femoral de la figura 1.

La figura 9 es un gráfico del traslado delantero-posterior de un componente femoral simulado que tiene un radio mayor de curvatura ubicado a varios grados de flexión.

La figura 10 es un gráfico del traslado delantero-posterior de otro componente femoral simulado que tiene un radio mayor de curvatura ubicado a varios niveles de flexión.

La figura 11 es un gráfico del traslado delantero-posterior de otro componente femoral simulado que tiene un radio mayor de curvatura ubicado a varios grados de flexión.

La figura 12 es un gráfico del traslado delantero-posterior de otro componente femoral simulado que tiene un radio mayor de curvatura ubicado a varios grados de flexión.

La figura 13 es una vista en perspectiva transversal de otro componente femoral de la figura uno.

La figura 14 es una tabla que contiene un conjunto de valores coeficientes de una ecuación polinómica que definen la curvatura del componente femoral de la figura 13 para un conjunto de tamaños de componentes femorales.

La figura 15 es una tabla que contiene un conjunto de radios y tasas de valores de curvatura para un conjunto de tamaños de componentes femorales.

La figura 16 es una vista en perspectiva transversal de otro cóndilo del componente femoral de la figura 1.

La figura 17 es una vista en perspectiva de otro componente femoral de la figura uno.

La figura 18 es una vista en perspectiva transversal del componente femoral de la figura 17.

5 La figura 19 es una tabla que contiene un conjunto de valores coeficientes de una ecuación polinómica que define una curva del componente femoral de las figuras 17 y 18 para un conjunto de tamaños de componentes femorales.

10 La figura 20 es una tabla que contiene un conjunto de radios de valores y tasas de curvatura para un conjunto de tamaños de componentes femorales del componente femoral de las figuras 17 y 18.

La figura 21 es un gráfico del traslado delantero-posterior de un componente femoral simulado que tiene un radio mayor de curvatura ubicado a varios grados de flexión.

15 La figura 22 es una vista en perspectiva transversal de otro componente femoral de las figuras 17 y 18.

[0024] La descripción de otros dispositivos que no tienen todas las características del invento se incluyen en este documento para ayudar a entender al invento.

20 **[0025]** Los términos que representan referencias anatómicas, tales como delantero, posterior, medio, lateral, superior e inferior, pueden ser utilizados a lo largo de este documento para referirse a los implantes ortopédicos aquí descritos y a la anatomía natural de un paciente. Aquellos términos tienen significados bien entendidos en el estudio de la anatomía y en el campo de dispositivos ortopédicos. El uso de aquellos términos preferenciales anatómicos en este documento tiene el propósito de ser consistentes con sus significados bien entendidos a menos que se especifique de otra forma.

25 **[0026]** Refiriéndonos ahora a la figura 1, una prótesis posterior ortopédica estabilizada de rodilla 10 incluye a un componente femoral 12, un soporte tibial 14 y una bandeja tibial 16. El componente femoral 12 y la bandeja tibial 16 son formadas ilustrativamente de un material metálico tal como cobalto-cromo o titanio, pero pueden fabricarse de otros materiales, tal como un material cerámico, un material polimérico, un material diseñado biológicamente, o similares. El soporte tibial 14 es formado ilustrativamente de un material polimérico tal como un polietileno de ultra alta masa molecular (UHMWPE - ultra-high molecular weight polyethylene), pero puede fabricarse de otros materiales, tales como un material cerámico, un material metálico o un material diseñado biológicamente, o similares.

30 **[0027]** Tal como se menciona más adelante, el componente femoral 12 es configurado para articularse con el soporte tibial 14, que es configurado para acoplarse con la bandeja tibial 16. El soporte tibial ilustrativo 14 es fabricado como un soporte tibial rotatorio o móvil y es configurado para rotar en relación a la bandeja tibial 16 durante su uso. Sin embargo, el soporte tibial 14 puede fabricarse alternativamente como un soporte tibial fijo, que podría estar limitado o restringido de rotar en relación a la bandeja tibial 16.

35 **[0028]** La bandeja tibial 16 es configurada para asegurarse a un extremo proximal preparado quirúrgicamente de la tibia de un paciente (no se muestra). La bandeja tibial 16 puede asegurarse a la tibia del paciente por medio del uso de un adhesivo óseo u otra forma de adhesión. La bandeja tibial 16 incluye una plataforma 18 que tiene una superficie superior 20 y una superficie inferior 22. Ilustrativamente, la superficie superior 20 es generalmente plana y, puede ser altamente pulida. La bandeja tibial 16 también incluye una caña 24 que se extiende hacia abajo desde la superficie inferior 22 de la plataforma 18. Una cavidad o agujero 26 se define en la superficie superior 20 de la plataforma 18 y se extiende hacia abajo a la caña 24. El agujero 26 se forma para recibir una caña complementaria de la inserción tibial 14 tal como se menciona en más detalle más adelante.

40 **[0029]** Tal como se mencionó anteriormente, el soporte tibial 14 es configurado para acoplarse con la bandeja tibial 16. El soporte tibial 14 incluye una plataforma 30 que tiene una superficie de soporte superior 32 y una superficie inferior 34. En la estructura en la cual el soporte tibial 14 es fabricado como un soporte tibial rotatorio o móvil, el soporte 14 incluye una caña 36 que se extiende hacia abajo desde la superficie inferior 34 de la plataforma 30. Cuando el soporte tibial 14 se acopla a la bandeja tibial 16, la caña 36 es recibida en el agujero 26 de la bandeja tibial 16. En la práctica, el soporte tibial 14 es configurado para rotar alrededor de un eje definido por la caña 36 en relación a la bandeja tibial 16. En estructuras en las cuales el soporte tibial 14 tiene la forma de un soporte tibial fijo, el soporte 14 puede o no incluir a la caña 36 y/o puede incluir otros dispositivos o características para asegurar al soporte tibial 14 a la bandeja tibial 16 en una configuración no rotatoria.

45 **[0030]** La superficie de soporte superior 32 del soporte tibial 14 incluye una superficie de soporte media 42, una superficie de soporte lateral 44 y una espina 60 que se extiende hacia arriba desde la plataforma 18. Las superficies media y lateral 42, 44 están configuradas para recibir o contactar de otra forma a los cóndilos medio y lateral 52, 54 del componente femoral 12 tal como se menciona en más detalle más adelante. Como tales, cada una de las superficies 42, 44 tiene un contorno cóncavo. La espina 60 está posicionada entre la superficie de soporte 42, 44 e

5 incluye un lado delantero 62 y un lado posterior 64 que tiene una superficie de la leva 66. En la estructura que se muestra en los esquemas, la superficie de la leva 66 tiene una curvatura sustancialmente cóncava. Sin embargo, las espinas 60 incluyen superficies de las leva 66 que tienen otras geometrías que pueden utilizarse en otras estructuras. Por ejemplo, se puede utilizar un soporte tibial que incluye una espina que tiene un perfil transversal sustancialmente en forma de "S", tal como el soporte tibial descrito en US-A-2009/0326666.

10 **[0031]** El componente femoral 12 es configurado para acoplarse a una superficie quirúrgicamente del extremo distal del fémur de un paciente (no se muestra). El componente femoral 12 puede asegurarse al fémur del paciente utilizando sistemas adhesivos óseos o de otro tipo. El componente femoral 12 incluye una superficie articuladora externa 50 que tiene una pareja de cóndilos medios y laterales 52, 54. En la práctica, los cóndilos 52, 54 reemplazan a los cóndilos naturales del fémur del paciente y son configurados para articularse en las superficies de soporte correspondientes 42, 44 de la plataforma 30 del soporte tibial 14.

15 **[0032]** Los cóndilos 52, 54 están separados para definir una muesca o escotadura intercondilar 56 entre estas. Una leva posterior 80 y una leva delantera 82 (refiérase a la figura 2) están posicionadas en la escotadura intercondilar 56. La leva posterior 80 está ubicada hacia el lado posterior del componente femoral 12 e incluye una superficie de leva 86 que está configurada para interactuar o contactar de otra forma a la superficie de leva 66 de la espina 60 del soporte tibial 14 durante la flexión tal como se muestra y se describe más adelante en referencia a las figuras 2 a 4.

20 **[0033]** La prótesis ortopédica de rodilla 10 que se muestra en los esquemas y está configurada para reemplazar una rodilla derecha de un paciente y, como tal, la superficie de soporte 42 y el cóndilo 52 son referidos como ubicados en el medio, y la superficie de soporte 44 y el cóndilo 54 son referidos como posicionados lateralmente. Sin embargo, la prótesis ortopédica de rodilla 10 puede configurarse para reemplazar a una rodilla izquierda del paciente. En aquellas estructuras, la superficie de soporte 42 y el cóndilo 52 pueden ubicarse lateralmente y las superficies de soporte 44 y el cóndilo 54 pueden ubicarse en el medio. De cualquier forma, las características y los conceptos aquí descritos pueden incorporarse en una prótesis ortopédica de rodilla configurada para reemplazar cualquier articulación de rodilla de un paciente.

30 **[0034]** En referencia ahora a la figura 2 a 4, el componente femoral 12 es configurado para articularse en el soporte tibial 14 durante su uso. Cada cóndilo 52, 54 del componente femoral 12 incluye una superficie de cóndilo 100, que es convexamente curva en el plano sagital y configurada para contactar a las respectivas superficies de soporte 42, 44. Adicionalmente, durante un rango predeterminado de flexión, la leva posterior 80 del componente femoral 12 hace contacto con la espina 60 del soporte tibial 14. Por ejemplo, tal como se muestra en la figura 2, cuando la prótesis ortopédica de rodilla 10 está extendida o no se está flexionando de otra forma (por ejemplo, una flexión de alrededor de 0°), la superficie de cóndilo 100 del cóndilo 52 hace contacto con la superficie de soporte 42 (o la superficie de soporte 44 en relación al cóndilo 54) en uno o más puntos de contacto 102 en la superficie de cóndilo 100. Adicionalmente, en este nivel específico de flexión, la leva posterior 80 no está en contacto con la espina 60. Sin embargo, en un nivel mayor (es decir, más grande) de flexión, la leva posterior 80 es configurada para hacer contacto con la espina 60 para suministrar un monto de control sobre la cinemática de la prótesis ortopédica.

40 **[0035]** En la misma forma en que la prótesis ortopédica de rodilla 10 es articulada a lo largo de los niveles medios de flexión, el componente femoral 12 hace contacto con el soporte tibial 14 en uno o más puntos de contacto en la superficie de cóndilo 100. Por ejemplo, tal como se muestra en la figura 3, cuando la prótesis ortopédica de rodilla 10 es articulada a un nivel medio de flexión (por ejemplo, alrededor de 45°), la superficie de cóndilo 100 hace contacto con la superficie de soporte 42 en uno o más puntos de contacto 104 en la superficie de cóndilo 100. Tal como se menciona en más detalle más adelante, dependiendo de la estructura particular, la leva posterior 80 puede estar o no en contacto con la espina 60 en este nivel específico de flexión. De cualquier forma, en la misma forma en que la prótesis ortopédica de rodilla 10 es articulada a un nivel mayor de flexión (por ejemplo, a alrededor de 70° de flexión), la superficie de cóndilo 100 hace contacto con la superficie de soporte 42 en uno o más puntos de contacto 106 en la superficie de cóndilo 100 tal como se muestra en la figura 4. Adicionalmente, la leva posterior 80 está ahora en contacto con la espina 60. Debe apreciarse, desde luego, que el componente femoral 12 puede hacer contacto con el soporte tibial 14 en varios puntos de contacto en la superficie de cóndilo 100 en cualquier nivel específico de flexión. Sin embargo, para aclarar la descripción solamente, los puntos de contacto 102, 104, 106 se muestran en las figuras 2 a 4, respectivamente.

55 **[0036]** El nivel específico de flexión en el cual la leva posterior 80 hace contacto inicialmente con la espina 60 se basa en la geometría específica de la superficie de cóndilo 100 del componente femoral 12. Por ejemplo, en la estructura mostrada en las figuras 2 a 4, la prótesis ortopédica de rodilla 10 es configurada de tal forma que la leva posterior 80 hace contacto inicialmente con la espina 60 a alrededor de 70° de flexión. Sin embargo, la leva posterior 80 puede hacer contacto inicialmente con la espina 60 en otros grados de flexión tal como se menciona más adelante.

60 **[0037]** La prótesis ortopédica de rodilla 10 es configurada para que el monto de traslado paradójico delantero del componente femoral 12 en relación al soporte tibial 14 pueda reducirse o retrasarse de otra forma a un nivel mayor (es decir, más grande) de flexión. En particular, tal como se menciona más adelante, la superficie de cóndilo 100 de

5 uno o ambos de los cóndilos 52, 54 tiene una geometría o curvatura específica configurada para reducir y/o retrasar traslados delanteros y, opcionalmente, para promover un “retroceso” o un traslado hacia atrás, del componente femoral 12. Al retrasar la ocurrencia del traslado paradójico hacia adelante del componente femoral 12 a un nivel mayor de flexión, la ocurrencia general de un traslado paradójico hacia adelante puede reducirse durante aquellas actividades de un paciente en las cuales una flexión profunda no se obtiene típicamente.

10 **[0038]** En una prótesis ortopédica de rodilla típica, podría ocurrir un traslado paradójico delantero cada vez que la prótesis de rodilla es posicionada a un nivel de flexión que es mayor que los 0°. La posibilidad de un traslado delantero generalmente incrementa en la misma forma en que la prótesis ortopédica de rodilla es articulada a niveles mayores de flexión, particularmente en el rango de flexión intermedio. En aquellas orientaciones, el traslado paradójico delantero del componente femoral en el soporte tibial pueden ocurrir cada vez que la fuerza tangencial (tracción) entre el componente femoral y el soporte tibial no puedan satisfacer la siguiente ecuación:

15
$$T < \mu N \quad (1)$$

20 En el cual “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. En general, la fuerza tangencial (tracción) entre el componente femoral y el soporte tibial puede definirse como

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

25 En la cual “T” es la fuerza tangencial (de tracción) entre el componente femoral y el soporte tibial, “M” es la coyuntura de la rodilla, y “R” es el radio de curvatura en el plano sagital de la superficie de cóndilo en contacto con el soporte tibial a un nivel específico de flexión. Debe apreciarse que la ecuación (2) es una simplificación de las ecuaciones que rigen al mundo real, que no considera otros factores tales como la inercia y la aceleración. De cualquier forma, la ecuación (2) suministra una visión de cómo puede reducirse o retrasarse el traslado paradójico delantero de una
30 prótesis ortopédica de rodilla al controlar el radio de curvatura de la superficie de cóndilo del componente femoral. Eso es, al controlar el radio de curvatura de la superficie de cóndilo (por ejemplo, incrementando o manteniendo el radio de curvatura), el lado derecho de la ecuación (2) puede reducirse, rebajando por lo tanto el valor de la fuerza tangencial (de tracción) y satisfaciendo la ecuación (1). Tal como se mencionó anteriormente, al asegurar que la fuerza tangencial (de tracción) satisfaga a la ecuación (1), el traslado paradójico delantero del componente femoral
35 en el soporte tibial puede reducirse o retrasarse de otra forma a un nivel mayor de flexión.

40 **[0039]** Basándose en el análisis anterior, para reducir o retrasar la ocurrencia del traslado paradójico delantero, se controla la geometría de la superficie de cóndilo 100 de uno o más de los cóndilos 52, 54 del componente femoral 12. Por ejemplo, el radio de curvatura de la superficie de cóndilo 100 es controlada para que el radio de curvatura se mantenga constante durante un rango de niveles de flexión y/o es incrementado en los rangos pequeños y medianos. Comparativamente, los componentes femorales típicos tienen radios de curvatura que se reducen iniciando en el radio distal de la curvatura (es decir, alrededor de 0° de flexión). Sin embargo, se ha determinado que al mantener un radio relativamente constante de curvatura (es decir, sin reducir el radio de curvatura) en un rango predeterminado de niveles de flexión podría reducir o retrasar el traslado paradójico delantero del componente femoral 12.
45

50 **[0040]** Adicionalmente, en algunas estructuras, la superficie de cóndilo 100 es configurada o diseñada para que la transición entre un radio discreto de curvatura de la superficie de cóndilos 100 sea gradual. Eso es, al cambiar gradualmente entre un radio discreto de curvatura, en vez de transiciones abruptas, el traslado paradójico delantero del componente femoral 12 puede reducirse o retrasarse. Además, en algunas estructuras, la tasa de cambio en el radio de la curvatura de la superficie de cóndilo en los rangos pequeños y medianos de flexión (un ejemplo, desde alrededor de 0° a alrededor de 90°) se controla para que la tasa de cambio sea menor que un límite predeterminado. Eso es, se ha determinado que si la tasa de cambio del radio de curvatura de la superficie de cóndilo 100 es mayor que el límite predeterminado, podría ocurrir un traslado paradójico delantero.
55

60 **[0041]** Asimismo, en las estructuras mostradas en las figuras 5 a 8, la superficie de cóndilo 100 del componente femoral 12 tiene un radio incrementado de curvatura en niveles pequeños y medianos de flexión. Al incrementar el radio de curvatura, el traslado paradójico delantero puede reducirse o retrasarse a un nivel mayor de flexión tal como se menciona en más detalle más adelante. En particular, se puede retrasar un traslado paradójico delantero a un nivel de flexión en el cual o después del cual la leva posterior 80 del componente femoral 12 hace contacto inicialmente con la espina 60 del soporte tibial 14. Una vez que la leva posterior 80 está en contacto con la espina 60, el traslado paradójico delantero es controlado por la interacción de la leva posterior 80 de la espina 60. Eso es, la leva posterior 80 puede restringirse para que no se mueva por delante de la espina 60.

5 [0042] El monto de incremento entre el radio de curvatura R2 y el radio de curvatura R3, así como, el nivel de flexión en la superficie de cóndilo 100 en el cual aquel incremento ocurre se ha determinado que afecta la ocurrencia del traslado paradójico delantero. Tal como se menciona en más detalle en US-A-2009/0326667, simulaciones múltiples de varios diseños de componentes femorales fueron realizadas utilizando el programa de software LifeMOD/Knee Sim, versión 1007.1.0 Beta 16, que es comercialmente disponible de LifeModeler, Inc. de San Clemente, California, para analizar el efecto de incrementar el radio de curvatura de la superficie de cóndilo de los componentes femorales en flexiones pequeñas y medianas. Basándose en aquel análisis, se ha determinado que el traslado paradójico delantero del componente femoral en relación al soporte tibial puede reducirse o retrasarse de otra forma al incrementar el radio de la curvatura de la superficie de cóndilo por un monto en el rango de alrededor de 0.5 milímetros a alrededor de 5 mm o más a un nivel de flexión en el rango de alrededor de 30° de flexión a alrededor de 90° de flexión.

15 [0043] Por ejemplo, el gráfico 200 en la figura 9 presenta los resultados de una simulación de flexión profunda de rodilla utilizando un componente femoral en el cual el radio de curvatura de la superficie de cóndilo es incrementada por 0.5 milímetros (es decir, de 25.0 milímetros a 25.5 milímetros) a 30° de flexión, a 50° de flexión, a 70° de flexión, y a 90° de flexión. Similarmente, el gráfico 300 en la figura 10 presenta los resultados de una simulación de flexión profunda de rodilla utilizando un componente femoral en el cual el radio de curvatura de la superficie de cóndilo es incrementada por 1.0 milímetros (es decir, de 25.0 milímetros a 26.0 milímetros) a 30° de flexión, a 50° de flexión, a 70° de flexión, y a 90° de flexión. El gráfico 400 en la figura 11 presenta los resultados de una simulación de flexión profunda de rodilla utilizando un componente femoral en el cual el radio de curvatura de la superficie de cóndilo es incrementada por 2.0 milímetros (es decir, desde 25.0 milímetros a 27.0 milímetros a 30° de flexión, a 50° de flexión, a 70° de flexión, y a 90° de flexión. Adicionalmente, el gráfico 500 en la figura 12 presenta los resultados de una simulación de flexión profunda de rodilla utilizando un componente femoral en el cual el radio de curvatura de la superficie de cóndilo es incrementada por 5.0 milímetros (es decir, desde 25.0 milímetros a 26.0 milímetros) a 30° de flexión, a 50° de flexión, a 70° de flexión, y a 90° de flexión.

25 [0044] En los gráficos 200, 300, 400, 500, los puntos de cóndilos más bajos o más distantes (CLP - condylar lowest points) del cóndilo medio ("med") y el cóndilo lateral ("lat") del componente femoral son graficados como una representación del posicionamiento del componente femoral en relación al soporte tibial. Como tal, una línea inclinada hacia abajo representa un retroceso del componente femoral en el soporte tibial y una línea inclinada hacia arriba representa un traslado delantero del componente femoral en el soporte tibial.

35 [0045] Tal como se muestra en los gráficos 200, 300, 400, 500, un deslice delantero del componente femoral fue retrasado hasta después de alrededor de 100° de flexión en cada una de las estructuras; y el monto de traslado delantero fue limitado a menos que alrededor de 1 mm. En particular, el "retroceso" del componente femoral en el soporte tibial fue promovido por grandes incrementos en el radio de la curvatura de la superficie de cóndilo en niveles más pequeños de flexión. Desde luego, el monto de incremento en el radio de la curvatura y el nivel de flexión al cual aquel incremento es introducido es limitado por otros factores tales como el espacio anatómico de la articulación de la rodilla del paciente, el tamaño del soporte tibial, y similares. De cualquier forma, basándose en las simulaciones reportadas en los gráficos 200, 300, 400, 500, un traslado paradójico delantero del componente femoral en el soporte tibial puede reducirse o retrasarse otra forma al incrementar el radio de curvatura de la superficie de cóndilo del componente femoral durante una flexión pequeña o intermedia.

45 [0046] Asimismo, refiriéndonos otra vez a las figuras 5 a 8, la superficie de cóndilo 100 en el plano sagital se forma en parte a partir de varias secciones de superficies curvas 102, 104, 106, 108 que son tangentes a los extremos sagitales de cualquiera de las secciones superficiales curvas adyacentes de la superficie de cóndilos 100. Cada sección superficial curva 102, 104, 106, 108 es definida por un radio de curvatura. En particular, la sección superficial curva 102 es definida por un radio de curvatura R2, la sección superficial curva 104 es definida por un radio de curvatura R3, la sección superficial curva 106 es definida por un radio de curvatura R4.

50 [0047] La superficie de cóndilo 100 del componente femoral 12 es configurada para que el radio de curvatura R3 de la sección superficial curva 104 sea mayor que el radio de curvatura R2 de la sección superficial curva 102. En una estructura, el radio de curvatura R3 es mayor que el radio de curvatura R2 por 0.5 milímetros o más. En otra estructura, el radio de curvatura R3 es mayor que el radio de curvatura R2 por 2 mm o más. En otra estructura, el radio de curvatura R3 es mayor que el radio de curvatura R2 por 2 mm o más. En una estructura específica, el radio de curvatura R3 es mayor que el radio de curvatura R2 en por lo menos 5 mm o más. Debe apreciarse, sin embargo, que el incremento particular de radio de curvatura entre R2 y R3 puede basarse en o hacerse a escala al tamaño particular del componente femoral 12.

55 [0048] Cada una de las secciones superficiales curvas 102, 104, 106, 108 hace contacto con la superficie de soporte 42 (o 44) del soporte tibial 14 por medio de diferentes rangos de niveles de flexión. Por ejemplo, la sección superficial curva 102 se extiende desde un nivel pequeño de flexión θ_1 a un nivel mayor de flexión θ_2 . La sección superficial curva 104 se extiende desde el nivel de flexión θ_2 a un mayor nivel de flexión θ_3 . La sección superficial curva 106 se extiende desde el nivel de flexión θ_3 a un mayor nivel de flexión θ_4 .

65

5 [0049] Por ejemplo, tal como se muestra en la figura 5, la sección superficial curva 102 se extiende desde un nivel de flexión θ_1 de alrededor de 0° de flexión a un nivel de flexión θ_2 de alrededor de 50° de flexión. La sección superficial curva 104 se extiende desde el nivel de flexión θ_2 de alrededor de 50° de flexión a un nivel de flexión θ_3 de alrededor de 70° de flexión. La sección superficial curva 106 se extiende desde un nivel de flexión θ_3 de alrededor de 70° de flexión a un nivel de flexión θ_4 de alrededor de 120° de flexión. En la estructura mostrada en la figura 5, la leva posterior 80 del componente femoral 12 es configurada para interactuar o hacer contacto con la espina 60 del soporte tibial 14 a un nivel de flexión θ_C de alrededor de 70° de flexión. Sin embargo, la leva posterior 80 puede configurarse para interactuar con la espina 60 a un nivel de flexión más pequeño o mayor que 70° . Al asegurar que la leva posterior 80 interactúa o hace contacto con la espina 60 antes o justo después de la reducción en el radio de curvatura desde R3 a R4, el control de la cinemática de la prótesis ortopédica puede ser expuesta a una transición a partir de la geometría de la superficie de cóndilo 100 para la interacción de la leva posterior 80 y de la espina 60, que podrían reducir aún más el monto de traslado delantero del componente femoral 12. Por ejemplo, en una estructura particular, la leva posterior 80 puede configurarse para interactuar o hacer contacto con la espina 60 a un nivel de flexión θ_C que no es mayor que alrededor de 10° más que el nivel de flexión θ_3 en el cual el radio de curvatura de la superficie de cóndilos 100 se reduce desde el radio de curvatura R3 al radio de curvatura R4.

20 [0050] En otra estructura, tal como se muestra en la figura 6, la sección superficial curva 102 se extiende desde un nivel de flexión θ_1 de alrededor de 0° de flexión a un el nivel de flexión θ_2 de alrededor de 10° de flexión. La sección superficial curva 104 se extiende desde un nivel de flexión θ_2 de alrededor de 10° de flexión a un nivel de flexión θ_3 de alrededor de 30° de flexión. La sección superficial curva 106 se extiende desde un nivel de flexión θ_3 de alrededor de 30° de flexión a un nivel de flexión θ_4 de alrededor de 120° de flexión. En la estructura mostrada en la figura 6, la leva posterior 80 del componente femoral 12 es configurada para interactuar o hacer contacto con la espina 60 del soporte tibial 14 a un nivel de flexión θ_C de alrededor de 30° de flexión. Nuevamente, sin embargo, la leva posterior 80 puede configurarse para interactuar con la espina 60 a un nivel de flexión menor a 30° (es decir, menor que la reducción en radio de curvatura desde R3 a R4) o un poquito más (por ejemplo, entre cero a 10°).

30 [0051] En otra estructura, tal como se muestra la figura 7, la sección superficial curva 102 se extiende desde un nivel de flexión θ_1 de alrededor de 0° de flexión a un nivel de flexión θ_2 de alrededor de 30° de flexión. La sección superficial curva 104 se extiende desde el nivel de flexión θ_2 de alrededor de 30° de flexión a un nivel de flexión θ_3 de alrededor de 50° de flexión. La sección superficial curva 106 se extiende desde el nivel de flexión θ_3 de alrededor de 50° de flexión a un nivel de flexión θ_4 de alrededor de 120° de flexión. En la estructura mostrada en la figura 7, la leva posterior 80 del componente femoral 12 es configurada para interactuar o hacer contacto con la espina 60 del soporte tibial 14 a un nivel de flexión θ_C de alrededor de 50° de flexión. Nuevamente, sin embargo, la leva posterior 80 puede configurarse para interactuar con la espina 60 a un nivel de flexión más pequeño que 50° (es decir, menor que la reducción en el radio de curvatura desde R3 a R4) o un poquito más (es decir, entre cero a 10°).

40 [0052] En otra estructura, tal como se muestra la figura 8, la sección superficial curva 102 se extiende desde un nivel de flexión θ_1 de alrededor de 0° de flexión a un nivel de flexión θ_2 de alrededor de 70° de flexión. La sección superficial curva 104 se extiende desde un nivel de flexión θ_2 de alrededor de 70° de flexión a un nivel de flexión θ_3 de alrededor de 90° de flexión. La sección superficial curva 106 se extiende desde el nivel de flexión θ_3 de alrededor de 90° de flexión a un nivel de flexión θ_4 de alrededor de 120° de flexión. En la estructura mostrada en la figura 8, la leva posterior 80 del componente femoral 12 es configurada para interactuar o hacer contacto con la espina 60 del soporte tibial 14 a un nivel de flexión θ_C de alrededor de 90° de flexión. Otra vez, sin embargo, la leva posterior 80 puede configurarse para interactuar con la espina 60 a un nivel de flexión menor que 90° (es decir, menor que la reducción en radio de curvatura desde R3 a R4) o un poquito más grande (por ejemplo, entre cero a 10° más).

50 [0053] Cada una de las secciones superficiales curvas 102, 104, 106 pueden extenderse desde niveles de flexión diferentes de aquellos mostrados y mencionados anteriormente con referencia a las figuras 5 a 8. Por ejemplo, en cada una de las estructuras mostradas en las figuras 5 a 8, aunque la sección superficial curva 102 se muestra como que empieza a alrededor de 0° de flexión, la sección superficial curva 102 podría empezar a un nivel de flexión menor a 0° de flexión (es decir, un nivel de hiperextensión).

55 [0054] Adicionalmente, el nivel de flexión θ_C en el cual la leva posterior 80 hace contacto con la espina 60 puede ser menor que, sustancialmente igual a, o ligeramente mayor que el nivel de flexión θ_3 al cual el radio de curvatura R3 disminuye al radio de curvatura R4. En algunas estructuras, el nivel de flexión θ_C está dentro de un límite predeterminado del nivel de flexión θ_3 . Por ejemplo, el nivel de flexión θ_C está dentro de alrededor de 10° del nivel de flexión θ_3 . Por ejemplo, el radio de curvatura R3 podría disminuir al radio de curvatura R4 a un nivel de flexión θ_3 de alrededor de 70° en la leva posterior 80 podría configurarse para contactar inicialmente a la espina 60 a un nivel de flexión θ_1 que esté en un rango de alrededor de 60° a alrededor de 80° de flexión.

60 [0055] En referencia ahora a las figuras 13 a 15, la superficie de cóndilo 100 podría incluir una transición gradual entre un radio discreto de curvatura en los rangos de flexión pequeños y medianos para que el cambio en el radio de curvatura de la superficie de cóndilo en un rango de niveles de flexión sea reducido. Por ejemplo, tal como se muestra la figura 13, la sección superficial curva 102 en algunas estructuras está diseñada para suministrar una transición gradual desde el primer radio de curvatura R1 al 2º radio de curvatura R2. Para hacer esto, la sección

superficial curva 102 es definida por varios rayos 120 en vez de un radio constante de curvaturas tal como se muestra y se describe anteriormente en referencia a las figuras 5 a 8. Cada una de las pluralidades de rayos 120 originan desde un origen común O. Adicionalmente, cada una de las pluralidades de rayos 120 define un punto de contacto respectivo 130 en la sección superficial curva 102. Aunque sólo 3 rayos 120 se muestran en la figura 13 por claridad de los esquemas, un infinito número de rayos 120 pueden ser utilizados para definir la sección superficial curva 102.

[0056] La ubicación de cada punto de contacto 130, que definen colectivamente a la sección superficial curva 102, puede determinarse basándose en la longitud de cada rayo 120 en cada nivel de flexión. En particular e inesperadamente, se ha determinado que un traslado paradójico delantero del componente femoral 12 en el soporte tibial 14 puede reducirse o retrasarse al definir a la sección superficial curva 102 de acuerdo a la siguiente ecuación polinómica:

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

En la cual "r θ " es la longitud de un rayo 120 (en unidades métricas) definiendo un punto de contacto 130 en la sección superficial curva 104 a "θ" grados de flexión, "a" es un valor escalar entre 20 y 50, y "b" es un valor coeficiente seleccionado tal como:

$$\begin{aligned} -0.30 < b < 0.00, & \quad (4) \\ 0.00 < b < 0.30, \text{ o} & \\ b = 0 & \end{aligned}$$

[0057] Si el coeficiente seleccionado "b" está en el rango de $-0.30 < b < 0.00$, entonces los coeficientes "c" y "d" son seleccionados de tal forma que:

$$\begin{aligned} 0.00 < c < 0.012, \text{ y} & \quad (5) \\ -0.00015 < d < 0.00 & \end{aligned}$$

[0058] Alternamente, si el coeficiente seleccionado "b" está en el rango de $0.00 < b < 0.30$, entonces los coeficientes "c" y "d" son seleccionados de tal forma que:

$$\begin{aligned} -0.010 < c < 0.00, \text{ y} & \quad (6) \\ -0.00015 < d < 0.00 & \end{aligned}$$

[0059] Además, si el coeficiente seleccionado "b" es igual a cero, entonces los coeficientes "c" y "d" son seleccionados de tal forma que:

$$\begin{aligned} -0.0020 < c < 0.00, \text{ o} & \quad (7) \\ 0.00 < c < 0.0025, \text{ y} & \\ -0.00015 < d < 0.00. & \end{aligned}$$

[0060] Los rangos de los valores para el escalar "a" y los coeficientes "b", "c" y "d" se han determinado de un número infinito de soluciones posibles para la ecuación polinómica (3). Que es, el conjunto particular de rangos suministrados anteriormente que han sido determinados para generar un conjunto de curvas (es decir, la sección superficial curva 102) que suministra una transición gradual de la superficie del cóndilo 100 desde el radio de curvatura R1 al radio de curvatura R2 para que el traslado delantero del componente femoral 12 en relación al soporte tibial 14 sea reducido o retrasado. Adicionalmente, el rango de valores para cada coeficiente "a", "b", "c" y "d" se suministró anteriormente en relación a las estructuras diseñadas utilizando el sistema métrico de unidades. Sin embargo, aquel rango de valores coeficientes puede convertirse para su uso en estructuras utilizando otros sistemas de unidades tales como el sistema inglés de unidades.

[0061] La forma general de la sección superficial curva 102 también es afectada por la ubicación del origen común O de los varios rayos 120. Al limitar la distancia 124 entre el origen común O de los varios rayos 120 y el origen 122 del radio distal de la curvatura R1, un deslice paradójico delantero del componente femoral 12 en el soporte tibial 14 puede reducirse o retrasarse. Adicionalmente, la estabilidad de la prótesis ortopédica de rodilla 10 puede mejorarse al asegurar que el origen común O de los varios rayos 120 está dentro de la distancia predeterminada 124 a partir del origen 122 del radio distal de la curvatura R1. Como tal, en una estructura, la ubicación del origen común O de los varios rayos 120 es seleccionado para que la distancia 124 entre el origen común O y el origen 122 de los radios de la curvatura R1 sean menos que alrededor de 10 mm para reducir o retrasar el traslado delantero del componente femoral y/o suministrar una estabilidad mejorada a la prótesis ortopédica de rodilla 10.

[0062] La distancia 124 entre el origen común O y el origen 122 de los radios de la curvatura R1 y los valores específicos de coeficientes pueden depender del tamaño específico del componente femoral 12. Por ejemplo, tal como se muestra en la figura 14, una tabla 700 contiene un conjunto de valores coeficientes para la ecuación

polinómica que se mencionó anteriormente (3) y los valores para la distancia 124 definidos entre el origen común O y el origen 122 del radio distal de la curvatura R1. Tal como se mostró en la tabla 700, la distancia 124 entre el origen común O y el origen 122 del radio de la curvatura R1 y el valor para el escalón "a" cambia a lo largo de los tamaños de componentes femorales. Sin embargo, en esta estructura en particular, los valores para los coeficientes "b", "c" y "d" son constantes a lo largo de los diferentes tamaños de componentes femorales. En otras estructuras, los valores coeficientes "b", "c" y "d" podrían cambiar a lo largo de los diferentes tamaños de componentes femorales.

[0063] Tal como se mencionó anteriormente, en alguna estructura, la superficie de cóndilo 100 es diseñada o configurada adicionalmente de tal forma que el cambio en el radio de la curvatura de la superficie de cóndilo 100 en los rangos de flexión pequeños y medianos no sean muy grandes o demasiado abruptos (por ejemplo, que la tasa del nivel de cambio en el radio de curvatura al cambio en niveles de flexión sea demasiado grande). Eso es, si la tasa del radio de curvatura R1 dividido para el radio de curvatura R2, R3 o R4 es demasiado grande, podría ocurrir un traslado paradójico delantero del componente femoral 12. Como tal, al diseñar la superficie de cóndilo 100 del componente femoral 12 para que las tasas del radio distal de la curvatura R1 a (i) el radio de curvatura R2 de la sección superficial curva 102, (ii) el radio de curvatura R3 de la sección superficial curva 104, y (iii) el radio de curvatura R4 de la sección posterior de la superficie curva de flexión 106 son menos que un valor límite predeterminado, el deslizamiento paradójico delantero podría ser reducido o retrasado de otra forma inesperadamente.

[0064] Asimismo, en una estructura en particular, la superficie de cóndilo 100 del componente femoral 12 es diseñada para que la tasa del radio de curvatura de R1 dividido para el radio de curvatura de R2 sea de entre 1.10 a alrededor de 1.30, la tasa del radio de curvatura de R1 dividido para el radio de curvatura R3 es de entre alrededor de 1.001 a alrededor de 1.100, y la tasa del radio de curvatura de R1 dividido para el radio de curvatura R4 es de alrededor de 1.25 a alrededor de 2.50. Además, en algunas estructuras, la tasa del radio de curvatura de R2 sobre el radio de curvatura de R3 es de entre alrededor de 0.74 a alrededor de 0.85.

[0065] El monto particular de incremento en el radio de curvatura de R2 a R3 de la superficie de cóndilo 100 del componente femoral 12 y/o el posicionamiento de aquel incremento en la superficie de cóndilo 100 también puede basarse en, a escala, o afectado de otra forma por el tamaño del componente femoral 12. Eso es, un incremento del radio de curvatura R2 a R3 de la superficie de cóndilo 100 de 0.5 milímetros es relativamente más grande en los componentes femorales pequeños en comparación a los componentes femorales más grandes. Como tal, la magnitud del incremento en el radio de la curvatura de R2 a R3 de la superficie de cóndilo 100 del componente femoral 12 puede cambiar a lo largo de los diferentes tamaños de componentes femorales. En una estructura, sin embargo, las tasas de los radios de curvatura as R1 sobre el radio de curvatura as R2, R3 y R4 se mantienen a un valor sustancialmente constante a lo largo del conjunto de tamaños de componentes femorales.

[0066] Por ejemplo, tal como se muestra en la figura 15, una tabla 800 define la longitud de cada radio de curvatura R1, R2, R3, R4 para un conjunto de tamaños de componentes femorales del 1 hasta el 10. Tal como se estableció en la tabla 850, la longitud de cada radio de curvatura R1, R2, R3, R4 para cada tamaño desde el 1 hasta el 10 del componente femoral 12 se selecciona para que las tasas de R1/R2 y R1/R3 sean sustancialmente constantes a lo largo de los diferentes tamaños de componentes femorales. En esta estructura, tal como se mencionó previamente, la tasa del radio de curvatura R1 dividido para el radio de curvatura R2 se mantiene a un valor de alrededor de 1.25 a alrededor de 1.27 a lo largo de los diferentes tamaños de componentes femorales desde el 1 hasta el 10 y la tasa del radio de curvatura R1 dividido para el radio de curvatura R3 se mantiene a un valor de alrededor de 1.005 a lo largo de los diferentes tamaños de componentes femorales desde el 1 hasta el 10.

[0067] La forma y diseño general de la superficie de cóndilo 100 del componente femoral 12 ha sido descrita anteriormente en relación a un solo cóndilo 52, 54 del componente femoral 12. En algunas estructuras, ambos cóndilos 52, 54 del componente femoral 12 pueden ser simétricos y tienen superficies de cóndilos similares 100. Sin embargo, los cóndilos 52, 54 del componente femoral 12 pueden ser asimétricos. Por ejemplo, tal como se muestra en la figura 16, el componente femoral 12 puede incluir un 2º cóndilo 52, 54 que tiene una superficie de cóndilo 300, que se define en parte por una pluralidad de secciones superficiales curvas 302, 304, 306. La sección superficial curva 302 se extiende desde un nivel más pequeño de flexión θ_5 a un nivel más grande de flexión θ_6 . La sección superficial curva 304 se extiende desde el nivel de flexión θ_6 a un nivel más grande de flexión θ_7 . La sección superficial curva 306 se extiende desde el nivel de flexión θ_7 a un nivel más grande de flexión θ_8 . La superficie de cóndilo 300 también incluye un radio distal R5, que tiene una transición gradual a un radio de curvatura R6 por medio de la sección superficial curva 302. Adicionalmente, la sección curva 304 se define por un radio de curvatura R7 y la sección curva 306 se define por medio de un radio de curvatura R8.

[0068] Como tal, cuando los cóndilos 52, 54 son simétricos, el nivel de flexión θ_5 es sustancialmente igual al nivel de flexión θ_1 , el nivel de flexión θ_6 es sustancialmente igual al nivel de flexión θ_2 , el nivel de flexión θ_7 es sustancialmente igual al nivel de flexión θ_3 , y el nivel de flexión θ_8 es sustancialmente igual al nivel de flexión θ_4 . 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 de R3, y el radio de curvatura R8 es sustancialmente igual al radio de curvatura R4. Además, el conjunto de valores coeficientes “a”, “b”, “c” y/o “d” de la ecuación (4) que se mencionó anteriormente son sustancialmente similares para ambos cóndilos.

5 **[0069]** Sin embargo, en otras estructuras, los cóndilos 52, 54 son asimétricos. Como tales, el nivel de flexión θ_5 podría ser diferente al nivel de flexión θ_1 . Adicionalmente, el nivel de flexión θ_6 podría ser diferente que el nivel de flexión θ_2 . Eso es, el incremento en el radio de curvatura entre R2 y R3 podría ocurrir a diferentes niveles de flexión entre los cóndilos 52, 54. Además, el nivel de flexión θ_8 podría ser diferente que el nivel de flexión de θ_4 . Sin embargo, el nivel de flexión de θ_7 podría ser sustancialmente igual al nivel de flexión de θ_3 para que la leva posterior 80 se ubique apropiadamente dentro de la muesca intercondilar 56.

10 **[0070]** Adicionalmente, cuando los cóndilos 52, 54 son asimétricos, el radio de curvatura R5 podría ser diferente que el radio de curvatura R1, el radio de curvatura R6 podría ser diferente que el radio de curvatura R2, el radio de curvatura R7 podría ser diferente que el radio de curvatura R3, y/o el radio de curvatura R8 podría ser diferente que el radio de curvatura R4. Además, el conjunto de valores coeficientes “a”, “b”, “c” y/o “d” de la ecuación (3) descrita anteriormente podría ser diferente entre las superficies de cóndilos 100 y 300.

15 **[0071]** En otra estructura, el componente femoral 12 de la prótesis ortopédica de rodilla 10 puede fabricarse como un componente femoral 1700 tal como se muestra en las figuras 17 a 22, que es similar al componente femoral 12. El componente femoral 1700 es configurado para acoplarse a una superficie quirúrgicamente preparada del extremo distal del fémur de un paciente (no se muestra). El componente femoral 1700 puede asegurarse al fémur del paciente por medio del uso de un sistema de adhesión ósea o de otro tipo de adherencia. El componente femoral 1700 incluye una superficie articuladora exterior 1702 que tiene una pareja de cóndilos intermedio y lateral 1704, 1706. En la práctica, los cóndilos 1704, 1706 reemplazan a los cóndilos naturales del fémur del paciente y son configurados para articularse en las superficies de soporte correspondientes 42, 44 de la plataforma 30 del soporte tibial 14.

20 **[0072]** Los cóndilos 1704, 1706 son separados para definir una escotadura o agujero intercondilar 1708 entre estas. Una leva posterior 1710 y una leva delantera 1712 (refiérase a la figura 18) están posicionadas en la escotadura intercondilar 1708. La leva posterior 1710 está ubicada hacia el lado posterior del componente femoral 1700 e incluye una superficie de leva 1714 que está configurada para interactuar o hacer contacto de otra forma con la superficie de leva 66 de la espina 60 del soporte tibial 14 durante una flexión. Ilustrativamente, la superficie de leva 1714 en una sección transversal sagital sustancialmente en “forma de S” e incluye una superficie de leva cóncava 1716 y una superficie de leva convexa 1718 similar a la leva posterior descrita en US-A-2009/0326666. Sin embargo, la superficie de leva 1714 puede tener una geometría más simple tal como la geometría de la superficie de leva convexa del componente femoral 12 ilustrado en la figura 2.

25 **[0073]** Tal como se mencionó anteriormente en referencia al componente femoral 12, el componente femoral 1700 es configurado para articularse en el soporte tibial 14 durante su uso. Cada cóndilo 1704, 1706 del componente femoral 1700 incluye una superficie de cóndilo 1720, que es convexamente curva en el plano sagital y configurada para hacer contacto con la superficie de soporte respectiva 42, 44. Adicionalmente, durante un rango predeterminado de flexión, la leva posterior 1710 del componente femoral 1700 hace contacto con la espina 60 del soporte tibial 14.

30 **[0074]** Tal como se mencionó anteriormente la prótesis ortopédica de la rodilla 10 es configurada para que el monto de traslado paradójico delantero del componente femoral 1700 en relación al soporte tibial 14 pueda reducirse o retrasarse de otra forma a un nivel más grande (es decir, mayor) de flexión. Para hacer esto, la superficie del cóndilo 1720 de uno o más de los cóndilos 1704, 1706 tiene una geometría o curvatura particular configurada para reducir y/o retrasar traslados delanteros y, en algunas estructuras, promover un “retroceso” o traslado posterior, del componente femoral 1700. Al retrasar la ocurrencia del traslado paradójico delantero del componente femoral 1700 a un nivel más grande de flexión, la ocurrencia general del traslado paradójico delantero puede reducirse durante aquellas actividades de un paciente en las cuales una flexión profunda no se obtiene comúnmente. En particular, el traslado paradójico delantero puede retrasarse a un nivel de flexión en el cual o después del cual la leva posterior 1710 del componente femoral 1700 contacta inicialmente a la espina 60 del soporte tibial 14. Una vez que la leva posterior 1710 está en contacto con la espina 60, el traslado paradójico delantero es controlado por la interacción de la leva posterior 1710 con la espina 60. Eso es, la leva posterior 1710 puede ser restringida de moverse hacia adelante por la espina 60. Por ejemplo, el gráfico 2100 en la figura de uno presenta los resultados de una simulación de una rodilla que se dobla profundamente usando un componente femoral en el cual el nivel inicial de flexión en el cual la leva posterior 1710 del componente femoral 1700 hace contacto con la espina 60 del soporte tibial a 30° de flexión, a 50° de flexión, a 70° de flexión, y a 90° de flexión.

35 **[0075]** Tal como se mostró en la figura 18, la superficie de cóndilo 1720 en el plano sagital se forma en parte a partir de un número de extremos sagitales de las secciones superficiales curvas 1800, 1802, 1804, 1806 de las cuales todas son tangentes a los extremos sagitales y cualquier sección superficial curva adyacente de la superficie de cóndilo 1720. Cada una de las secciones superficiales curvas 1800, 1802, 1804, 1806 hacen contacto con la

superficie de soporte 42 (o 44) del soporte tibial 14 por medio de diferentes rangos de niveles de flexión. Por ejemplo, la sección superficial curva 1800 se extiende a partir de un nivel más pequeño de flexión θ_1 o un nivel más grande de flexión θ_2 . La sección superficial curva 1802 se extiende a partir del nivel de flexión θ_2 a un nivel más grande de flexión θ_3 . La sección superficial curva 1804 se extiende desde el nivel de flexión θ_3 a un nivel mayor de flexión θ_4 . La sección superficial curva 1806 se extiende desde un nivel de flexión θ_4 hasta un nivel de flexión más grande θ_5 .

[0076] Por ejemplo, tal como se mostró en la figura 18, la sección superficial curva 1800 se extiende desde un nivel de flexión θ_1 de alrededor de 0° de flexión a un nivel de flexión θ_2 de alrededor de 70° de flexión. Sin embargo, el nivel de flexión θ_2 podría variar desde un poquito más que θ_1 a alrededor de 75° . La sección superficial curva 1802 se extiende ilustrativamente desde el nivel de flexión θ_2 a alrededor de 73° de flexión a un nivel de flexión θ_3 de alrededor de 73° . Sin embargo, el nivel de flexión θ_3 podría variar desde alrededor de 73° a alrededor de 90° . La sección superficial curva 1804 se extiende ilustrativamente desde el nivel de flexión θ_3 de alrededor de 73° de flexión a un nivel de flexión θ_4 de alrededor de 120° de flexión. Sin embargo, el nivel de flexión θ_4 podría variar desde alrededor de 90° a alrededor de 120° . La sección superficial curva 1806 se extiende ilustrativamente desde el nivel de flexión θ_4 de alrededor de 120° de flexión a un nivel de flexión θ_5 de alrededor de 165° de flexión. Sin embargo, el nivel de flexión θ_5 podría variar desde alrededor de 140° a alrededor de 165° .

[0077] En la estructura que se muestra en la figura 17, la leva posterior 1710 del componente femoral 1700 es configurada para interactuar o hacer contacto con la espina 60 del soporte tibial 14 a un nivel de flexión de θ_C cerca o dentro del rango de flexiones de θ_2 y θ_3 . Por ejemplo, la leva posterior 1710 puede interactuar inicialmente con la espina 60 a un nivel de flexión θ_C de alrededor de 70° alrededor de 80° . En una estructura particular, la leva posterior 1710 es configurada para interactuar inicialmente con la espina 60 a un nivel de flexión de θ_C de alrededor de 73° . Al asegurar que la leva posterior 1710 interactúa o hace contacto con la espina 60 antes de o justo después del extremo posterior de la sección superficial curva 1800, el control de la cinemática de la prótesis ortopédica puede cambiar a partir de la geometría de la superficie de cóndilo 1720 a la interacción de la leva posterior 1710 y la espina 60, lo que podría reducir aún más el monto de traslado delantero del componente femoral 1700.

[0078] Cada una de las secciones superficiales curvas 1802, 1804, 1806 se definen por un radio sustancialmente constante de curvatura, donde la sección superficial curva 1800 se define por un radio de curvatura que no es constante. Es decir, la sección superficial curva 1800 tiene un radio de curvatura que empieza con R_1 a θ_1 y gradualmente se reduce a R_2 a θ_2 (es decir, $R_1 < R_2$). En contraste, la sección superficial curva 1802 se define por un radio sustancialmente constante de curvatura R_3 , la sección superficial curva 1804 se define por un radio sustancialmente constante de curvatura R_4 , y la sección superficial curva 1806 se define por un radio sustancialmente constante de curvatura R_5 . En la estructura mostrada en los esquemas, la superficie de cóndilo 1720 es configurada para que el radio de curvatura R_3 sea menor que o igual al radio de curvatura R_2 . Adicionalmente, la tasa del radio de curvatura R_4 sobre el radio de curvatura R_3 es configurado para estar en el rango de alrededor de 0.7 a alrededor de 1.15 en algunas estructuras. Además, el radio de curvatura R_5 es menor que el radio de curvatura R_4 . Sin embargo, la relación particular entre los radios de curvatura de la superficie de cóndilo 1720 pueden variar basándose en el tamaño particular del componente femoral 12.

[0079] Tal como se mencionó anteriormente, la sección superficial curva inicial 1800 es diseñada para suministrar una transición gradual desde el primer radio de curvatura R_1 al 2º radio de curvatura R_2 . Para hacer esto, la sección superficial curva 1800 es definida por varios rayos 1850 en vez de un radio constante de curvatura. Cada uno de los varios rayos 1850 se originan desde un origen común O. Adicionalmente, cada una de las pluralidades de rayos 1850 define un punto respectivo de contacto 1852 en la sección superficial curva 1800. Aunque solamente 3 rayos 1850 son ilustrados en la figura 18 para claridad del esquema, debe apreciarse que un número infinito de rayos 1850 pueden ser utilizados para definir a la sección superficial curva 1800.

[0080] La ubicación de cada uno de los puntos de contacto 1852, que definen colectivamente a la sección superficial curva 1800, pueden determinarse basándose en la distancia de cada rayo 1850 a cada nivel de flexión. En particular e inesperadamente, se ha determinado que el traslado paradójico delantero del componente femoral 12 en el soporte tibial 14 puede reducirse o retrasarse al definir la sección superficial curva 1800 de acuerdo a la siguiente ecuación polinómica:

$$r_\theta = (a + (b * \theta) + (c * \theta^2) + (d * \theta^3)), \quad (8)$$

En la cual "r θ " es la longitud de un rayo 1850 (en unidades métricas) que define un punto de contacto 1852 en la sección superficial curva 1800 a " θ " grados de flexión, "a" es un valor escalar entre 35 y 45, y "b" es un valor coeficientes seleccionado de tal forma que:

$$0.00 < b < 0.30, \text{ o} \quad (9)$$

$$b = 0.015384615$$

[0081] Si el coeficiente seleccionado “b” está en el rango de $0.00 < b < 0.30$, los coeficientes “c” y “d” son seleccionados de tal forma que:

$$\begin{aligned} -0.010 < c < 0.000, \text{ y} & \quad (10) \\ -0.00015 < d < 0.00. \end{aligned}$$

[0082] Alternamente, si el coeficiente seleccionado “b” es igual a 0.015384615, entonces los coeficientes “c” y “d” son seleccionados de tal forma que:

$$\begin{aligned} c = -0.00027024, \text{ y} & \quad (11) \\ d = -0.0000212 \end{aligned}$$

[0083] Los rangos de los valores para el escalador “a” y los coeficientes “b”, “c” y “d” se han determinado de un infinito número de soluciones posibles para la ecuación polinómica (8). Es decir, el conjunto particular de rangos suministrados anteriormente han sido determinados para generar un conjunto de curvas (es decir, la sección superficial curva 1800) que suministra una transición gradual de la superficie del cóndilo 1720 desde el radio de curvatura R1 dividido para el radio de curvatura R2 para que el traslado delantero del componente femoral 1700 en relación al soporte tibial 14 sea reducido o retrasado. Adicionalmente, el rango de valores para cada coeficiente “a”, “b”, “c” y “d” fueron suministrados anteriormente en relación a las estructuras diseñadas utilizando el sistema métrico de unidades. Sin embargo, aquel rango de valores coeficientes podría convertirse para su uso en estructuras utilizando otros sistemas de unidades tales como el sistema inglés de unidades.

[0084] La forma general de la sección superficial curva 1800 también es afectada por la ubicación del origen común O de la pluralidad de rayos 1850. Al limitar la distancia 1854 entre el origen común O de la pluralidad de rayos 1850 y el origen 1856 del radio distal de curvatura R1, un deslizamiento paradójico delantero del componente femoral 1700 en el soporte tibial 14 puede reducirse o retrasarse. Adicionalmente, la estabilidad de la prótesis ortopédica de rodilla 10 puede ser mejorada al asegurarse que el origen común O de la pluralidad de rayos 1850 está dentro de la distancia predeterminada 1854 desde el origen 1856 del radio distal de curvatura R1. Como tal, en una estructura, la ubicación del origen común O de la pluralidad de rayos 1850 es seleccionada de tal forma que la distancia 1854 entre el origen común O y el origen 1856 del radio de curvatura R1 es menor que alrededor de 10 mm para reducir o retrasar el traslado delantero del componente femoral y/o suministrar una estabilidad mejorada a la prótesis ortopédica de rodilla 10.

[0085] La distancia 1854 entre el origen común O y el origen 1856 del radio de curvatura R1 y los valores coeficientes particulares pueden depender del tamaño específico del componente femoral 1700. Por ejemplo, tal como se mostró en la figura 19, una tabla 1900 contiene los valores coeficientes para la ecuación polinómica que se mencionó anteriormente (8) y los valores para la distancia 1854 definida entre el origen común O y el origen 1856 del radio distal de curvatura R1. Tal como se muestra en la tabla 1900, la distancia 1854 entre el origen común O y el origen 1856 de la curvatura de radio R1 y el valor para el escalador “a” cambia a lo largo de los diferentes tamaños de componentes femorales. Sin embargo, en esta estructura específica, los valores de los coeficientes “b”, “c” y “d” son constantes a lo largo de los diferentes tamaños de componentes femorales. Sin embargo, los valores coeficientes “b”, “c” y “d” pueden variar a lo largo de los diferentes tamaños de componentes femorales.

[0086] En algunas estructuras, la superficie de cóndilo 1720 está diseñada o configurada además para que los cambios en el radio de curvatura de la superficie de cóndilo 1720 en rangos pequeños y medianos de flexión no sea muy grande o muy abrupta (por ejemplo, la tasa del nivel de cambio en radios de curvatura sobre el cambio en niveles de flexión no es muy grande). Es decir, si la tasa del radio de curvaturas de las secciones superficiales curvas adyacentes 1800, 1802, 1804, 1806 fuese muy grande, el traslado paradójico delantero del componente femoral 1700 podría ocurrir. Como tal, al diseñar la superficie de cóndilo 1720 del componente femoral 1700 para que la tasa del radio distal de curvatura R1 dividido para el radio de curvatura R2 de la sección superficial curva 1800, (ii) el radio de curvatura R2 dividido para el radio de curvatura R3 de la sección superficial curva 1802, (iii) el radio de curvatura R3 dividido para el radio de curvatura R4 de la sección superficial 1804, y (iv) el radio de curvatura R4 dividido para el radio de curvatura R5 de la sección superficial curva 1806 son menores que un valor límite predeterminado, el deslizamiento paradójico delantero podría ser reducido o retrasado inesperadamente de otra forma.

[0087] Asimismo, en una estructura específica, la superficie de cóndilo 1720 del componente femoral 1700 es diseñada para que la tasa del radio de curvatura R2 dividido para el radio de curvatura de R1 este entre alrededor de 0.6 a alrededor de 0.7, la tasa del radio de curvatura R3 para el radio de curvatura R2 está entre alrededor de 0.7 y alrededor de 1.0, la tasa del radio de curvatura R4 dividido para el radio de curvatura R3 está entre alrededor de 0.7 a alrededor de 1.15, y el radio de curvatura R5 dividido para el radio de curvatura R4 está entre alrededor de 0.6 a alrededor de 0.9. Por ejemplo, tal como se muestra en la figura 20, una tabla 2000 define la longitud de cada radio de curvatura R1, R2, R3, R4, R5 para un conjunto de tamaños de componentes femorales del 1 al 10. Tal como se muestra en la tabla 2000, la longitud de cada radio de curvatura R1, R2, R3, R4, R5 para cada tamaño desde el 1 al 10 del componente femoral 1700 es seleccionado para que las tasas de radios de curvatura caigan dentro de los

límites predeterminados. En una estructura, algunas o todas las tasas de los radios pueden mantenerse a un valor de tasa sustancialmente constante a lo largo de los diferentes tamaños femorales desde el 1 al 10.

5 **[0088]** La forma y diseño general de la superficie de cóndilo 1720 del componente femoral 1700 ha sido descrita anteriormente en relación a un solo cóndilo 1704, 1706 del componente femoral 1700. En algunas estructuras, ambos cóndilos 1704, 1706 del componente femoral 1700 pueden ser simétricas y tienen superficies de cóndilos similares 1720. Sin embargo, los cóndilos 1704, 1706 del componente femoral 1700 pueden ser asimétricos. Por ejemplo, tal como se muestra en la figura 22, el componente femoral 1700 podría incluir un 2º cóndilo 1704, 1706 que tiene una superficie de cóndilo 2150, que se define en parte por una pluralidad de secciones superficiales curvas 10 2200, 2202, 2204, 2206. La sección superficial curva se extiende desde un nivel menor de flexión θ_6 a un mayor nivel de flexión θ_7 . La sección superficial curva 2202 se extiende desde el nivel de flexión θ_7 a un mayor nivel de flexión θ_8 . La sección superficial curva 2204 se extiende desde el nivel de flexión θ_8 hasta un mayor nivel de flexión θ_9 . La sección superficial curva 2206 se extiende desde el nivel de flexión θ_9 a un mayor nivel de flexión θ_{10} . La superficie de cóndilo 2150 también incluye un radio distal R6, que cambia gradualmente a un radio de curvatura R7 por medio de la sección superficial curva 2200. Adicionalmente, la sección superficial curva 2202 es definida por un radio de curvatura R8, la sección superficial curva 2204 es definida por un radio de curvatura R9, y la sección superficial curva 2206 es definida por un radio de curvatura R10.

20 **[0089]** Como tal, cuando los cóndilos 1704, 1706 son simétricos, el nivel de flexión θ_6 es sustancialmente igual al nivel de flexión θ_1 , el nivel de flexión θ_7 es sustancialmente igual al nivel de flexión θ_2 , el nivel de flexión θ_8 es sustancialmente igual al nivel de flexión θ_3 , el nivel de flexión θ_9 es sustancialmente igual al nivel de flexión θ_4 , y el nivel de flexión θ_{10} es sustancialmente igual al nivel de flexión θ_5 . Adicionalmente, el radio de curvatura R6 es sustancialmente igual al radio de curvatura R1, el radio de curvatura R7 es sustancialmente igual al radio de curvatura R2, el radio de curvatura R8 es sustancialmente igual al radio de curvatura R3, el radio de curvatura R9 es sustancialmente igual al radio de curvatura R4, y el radio de curvatura R10 es sustancialmente igual al radio de curvatura R5. Además, el conjunto de valores coeficientes "a", "b", "c" y/o "d" de la ecuación (4) descrita anteriormente son sustancialmente similares para ambos cóndilos.

30 **[0090]** Sin embargo, en otras estructuras, los cóndilos 1704, 1706 son asimétricos. Como tales, el nivel de flexión θ_6 puede ser diferente que el nivel de flexión de θ_1 . Adicionalmente, el nivel de flexión θ_7 puede ser diferente que el nivel de flexión θ_2 , el nivel de flexión θ_8 puede ser diferente que el nivel de flexión θ_3 , el nivel de flexión θ_9 puede ser diferente que el nivel de flexión θ_4 , y/o el nivel de flexión θ_{10} puede ser diferente que el nivel de flexión θ_5 . Adicionalmente, cuando los cóndilos 1704, 1706 son asimétricos, el radio de curvatura R6 puede ser diferente que el radio de curvatura R1, el radio de curvatura R7 puede ser diferente que el radio de curvatura R2, el radio de curvatura R8 puede ser diferente que el radio de curvatura R3, el radio de curvatura R9 puede ser diferente que el radio de curvatura R4, y/o el radio de curvatura R10 puede ser diferente que el radio de curvatura R5. Además, el conjunto de valores coeficientes "a", "b", "c" y/o "d" de la ecuación (3) descrita anteriormente puede ser diferente entre las superficies de cóndilos 1720 y 2150.

REIVINDICACIONES

1. Una prótesis posterior ortopédica estabilizada de rodilla que comprende:

- 5 Un componente femoral (1700) que incluye (i) una pareja de cóndilos separados (1704, 1706) que definen una escotadura intercondilar (1708) entre estos, por lo menos una de las parejas de cóndilos separados tiene una superficie de cóndilo (1720) curva en el plano sagital y (ii) una leva posterior (1710) ubicada en la escotadura intercondilar, y el soporte tibial (14) incluyendo (i) una plataforma (30) que tiene una superficie de soporte (32) configurada para articularse con la superficie de cóndilo del componente femoral y (ii) una espina (60) que se extiende hacia arriba desde la plataforma, en la cual la superficie de cóndilo del componente femoral (i) hace contacto con la superficie de soporte en un primer punto de contacto (1852) en la superficie de cóndilo a un primer nivel de flexión (θ_1), (ii) hace contacto con la superficie soporte en un 2º punto de contacto (1852) en la superficie de cóndilo a un 2º nivel de flexión (θ_2), siendo el 2º nivel de flexión menor que el primer nivel de flexión y en el rango de cero a 75°, y (iii) hace contacto con la superficie soporte en un 3º punto de contacto (1852) en la superficie de cóndilo a un 3º nivel de flexión (θ_3), siendo el 3º nivel de flexión mayor que el 2º nivel de flexión y menor que alrededor de 90°, en el cual la superficie de cóndilo tiene un primer radio de curvatura (R1) en el plano sagital en el primer punto de contacto, un 2º radio de curvatura (R2) en el 2º punto de contacto, y un 3º radio de curvatura (R3) en el 3º punto de contacto,
- 10
- 15
- 20 que se caracteriza en que la superficie de cóndilo tiene una primera sección superficial curva (1802) definida entre el primer punto de contacto y el 2º punto de contacto, la primera sección superficial curva tiene un radio que no es constante de curvatura, y la leva posterior del componente femoral contacta inicialmente a la espina del soporte tibial a un nivel de flexión (θ_C) entre el 2º nivel de flexión y el 3º nivel de flexión.
- 25
- 30 2. La prótesis ortopédica posterior estabilizada de rodilla de la reivindicación uno, en la cual la leva posterior (1710) del componente femoral (1700) incluye una superficie de leva cóncava (1716) y una superficie de leva convexa (1718) que se ubican hacia un lado posterior del componente femoral.
- 35 3. La prótesis posterior ortopédica estabilizada de rodilla de la reivindicación uno, en la cual el primer nivel de flexión es de alrededor de 0° y el 2º nivel de flexión es de alrededor de 70°.
- 40 4. La prótesis posterior ortopédica estabilizada de rodilla de la reivindicación 3, en la cual el 3º nivel de flexión no es menor que 73°.
- 45 5. La prótesis posterior ortopédica estabilizada de rodilla de la reivindicación 4, en la que el componente femoral (1700) hace contacto inicialmente con la espina (60) del soporte tibial (14) a un nivel de flexión en el rango de 70 grados a 80°.
- 50 6. La prótesis posterior ortopédica estabilizada de rodilla de la reivindicación uno, en la cual (i) la superficie de cóndilo (1720) del componente femoral (1700) hace contacto con la superficie de soporte (32) en un 4º punto de contacto (1852) en la superficie de cóndilo en un 4º nivel de flexión (θ_4), siendo el 4º nivel de flexión mayor que el 3º nivel de flexión (θ_3) y (ii) tiene un 4º radio de curvatura (R4) en el plano sagital en el 4º punto de contacto, en el cual la tasa del 4º radio de curvatura (R4) dividido para el 3º radio de curvatura (R3) está en el rango de 0.7 a 1.15.
- 55 7. La prótesis posterior ortopédica estabilizada de rodilla de la reivindicación 6, en la cual el 4º nivel de flexión está en el rango de 90° a 120°.
- 60 8. La prótesis posterior ortopédica estabilizada de rodilla de la reivindicación 6, en la cual (i) la superficie de cóndilo del componente femoral hace contacto con la superficie de soporte en un 5º punto de contacto (1852) en la superficie de cóndilo a un 5º nivel de flexión (θ_5), siendo el 5º nivel de flexión mayor que el 4º nivel deflexión (θ_4) y (ii) tiene un 5º radio (R5) de curvatura en el plano sagital en el 5º punto de contacto, en el cual el 5º radio de curvatura es menor que el 4º radio de curvatura (R4).
9. La prótesis posterior ortopédica estabilizada de rodilla de la reivindicación 7, en la cual el 5º nivel deflexión (θ_5) está en el rango de 140° a 165°.
10. La prótesis posterior ortopédica estabilizada de rodilla de la reivindicación uno, en la cual (i) el primer radio de curvatura (R1) es mayor que el 2º radio de curvatura (R2) y (ii) la primera sección curva (1802) tiene un radio de curvatura delantero-posterior no constante que se reduce.

11. La prótesis posterior ortopédica estabilizada de rodilla de la reivindicación 10, en la cual el 3^{er} radio de curvatura (R3) no es mayor que el 2^o radio de curvatura (R2).

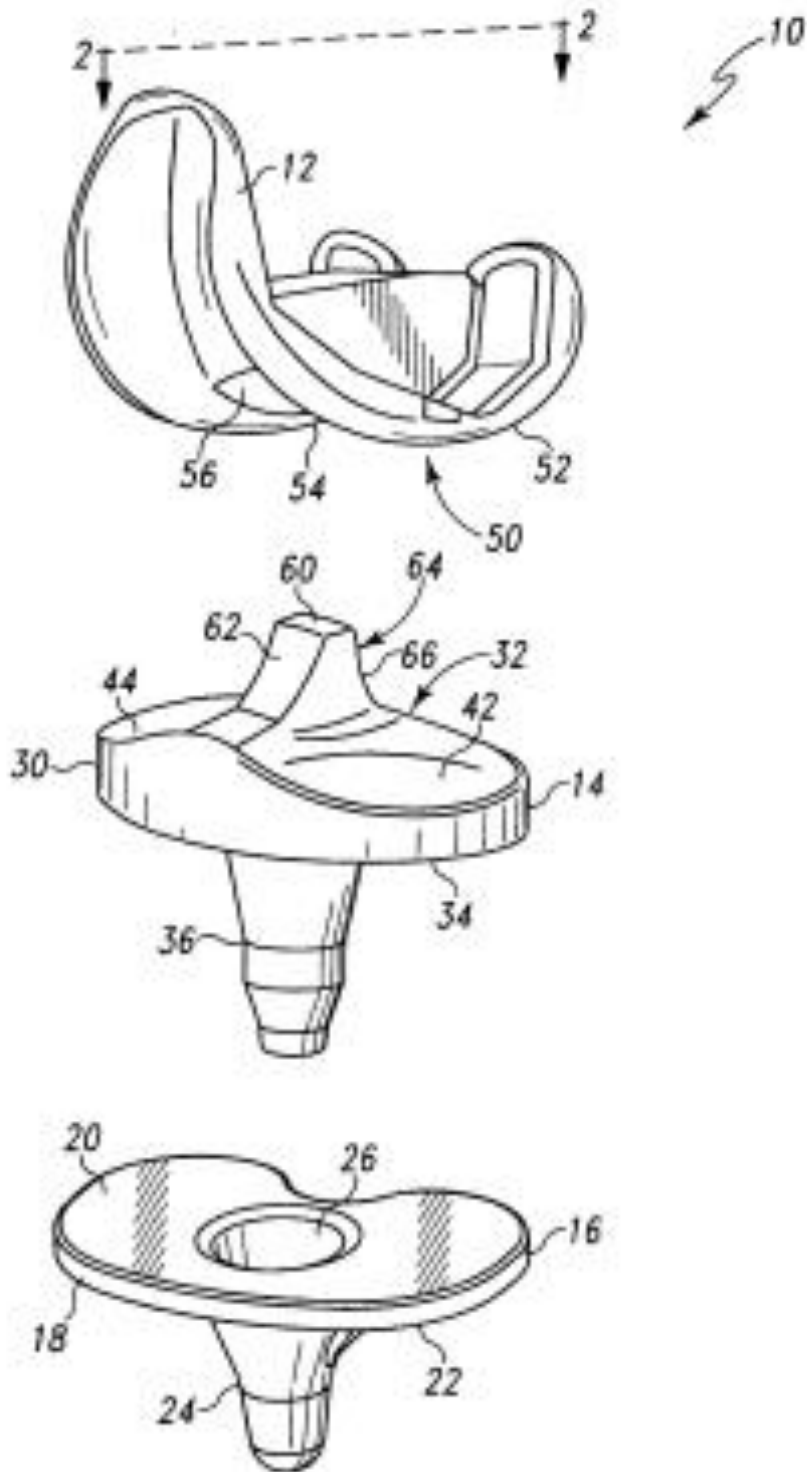


Fig. 1

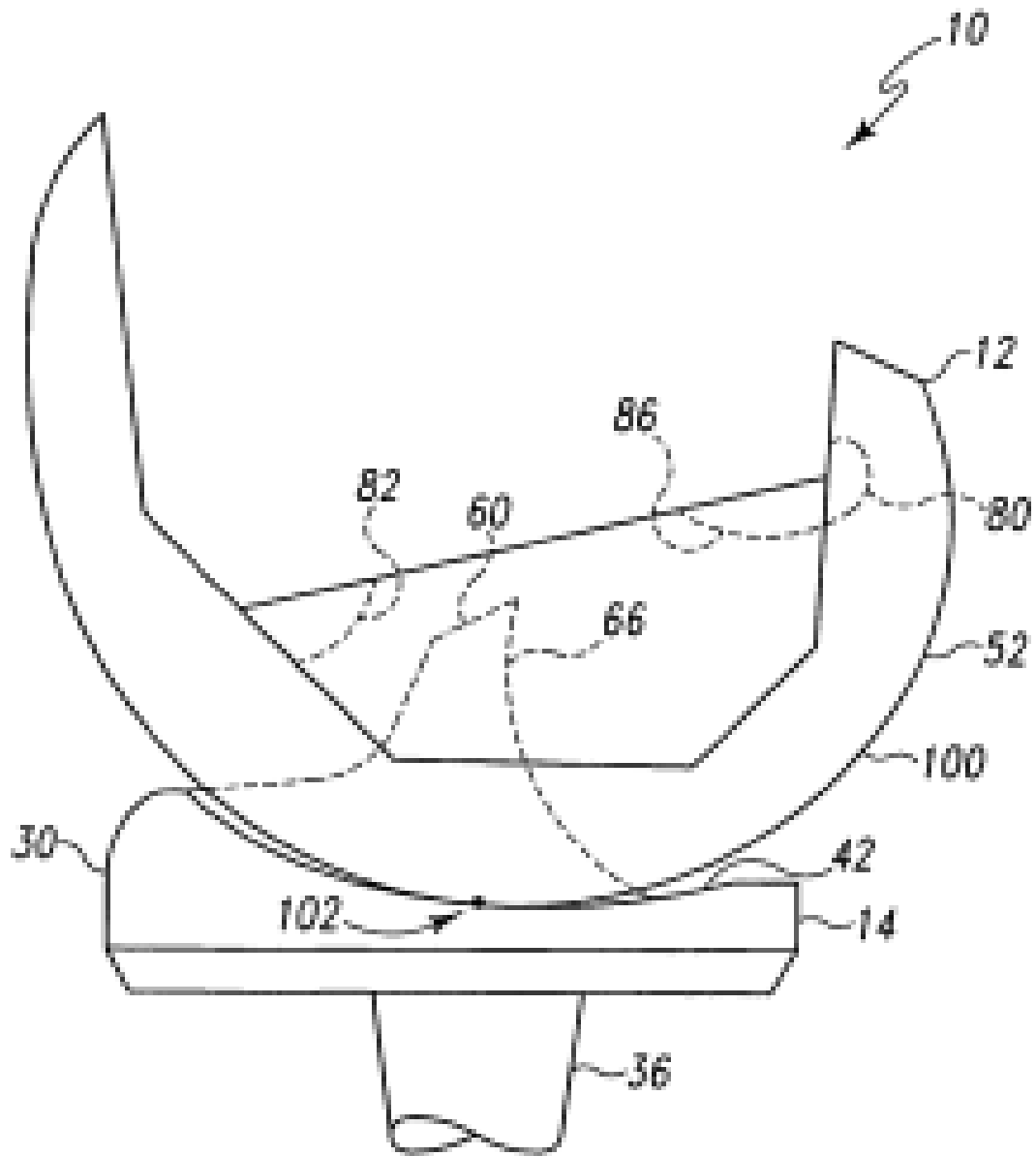


Fig. 2

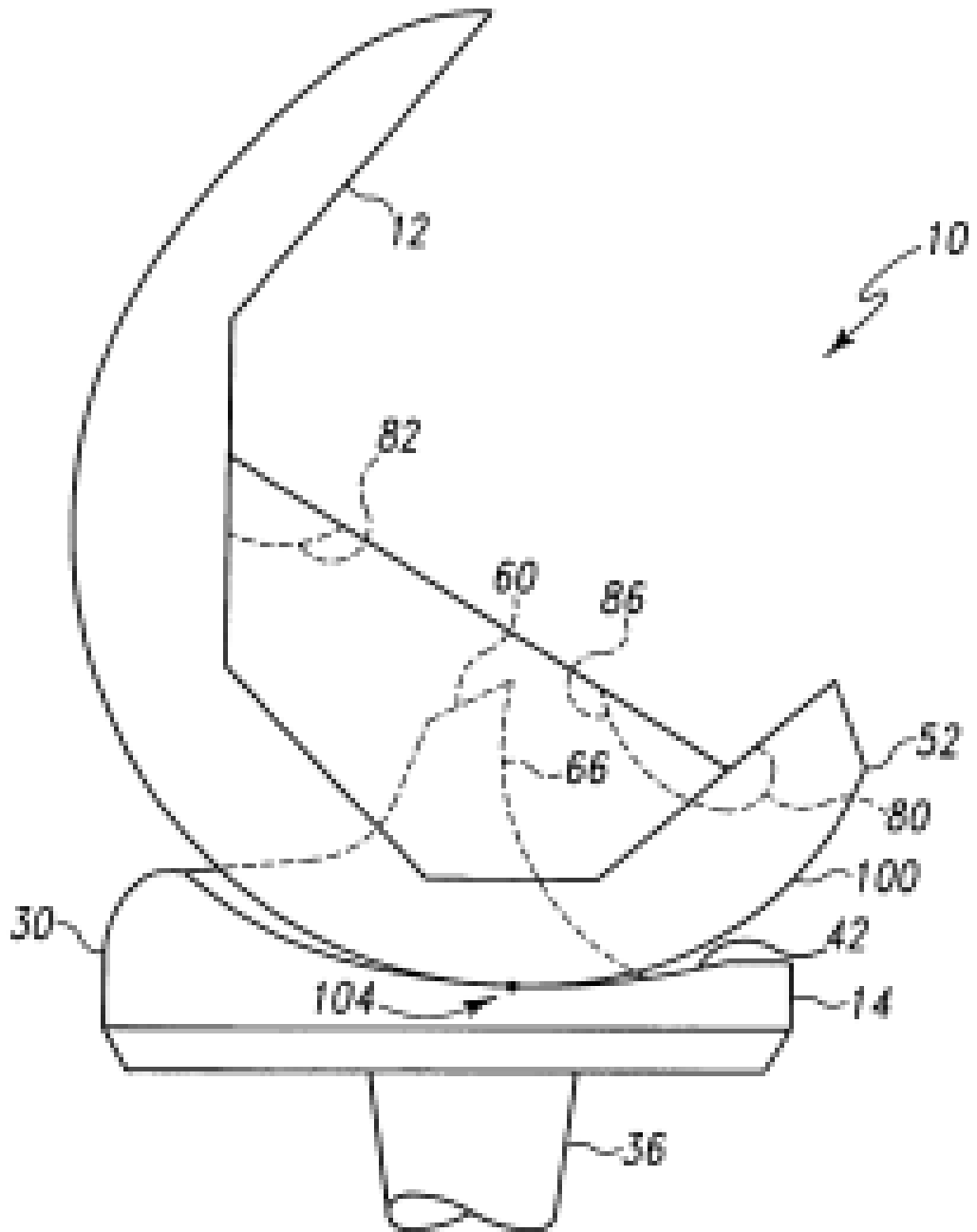


Fig. 3

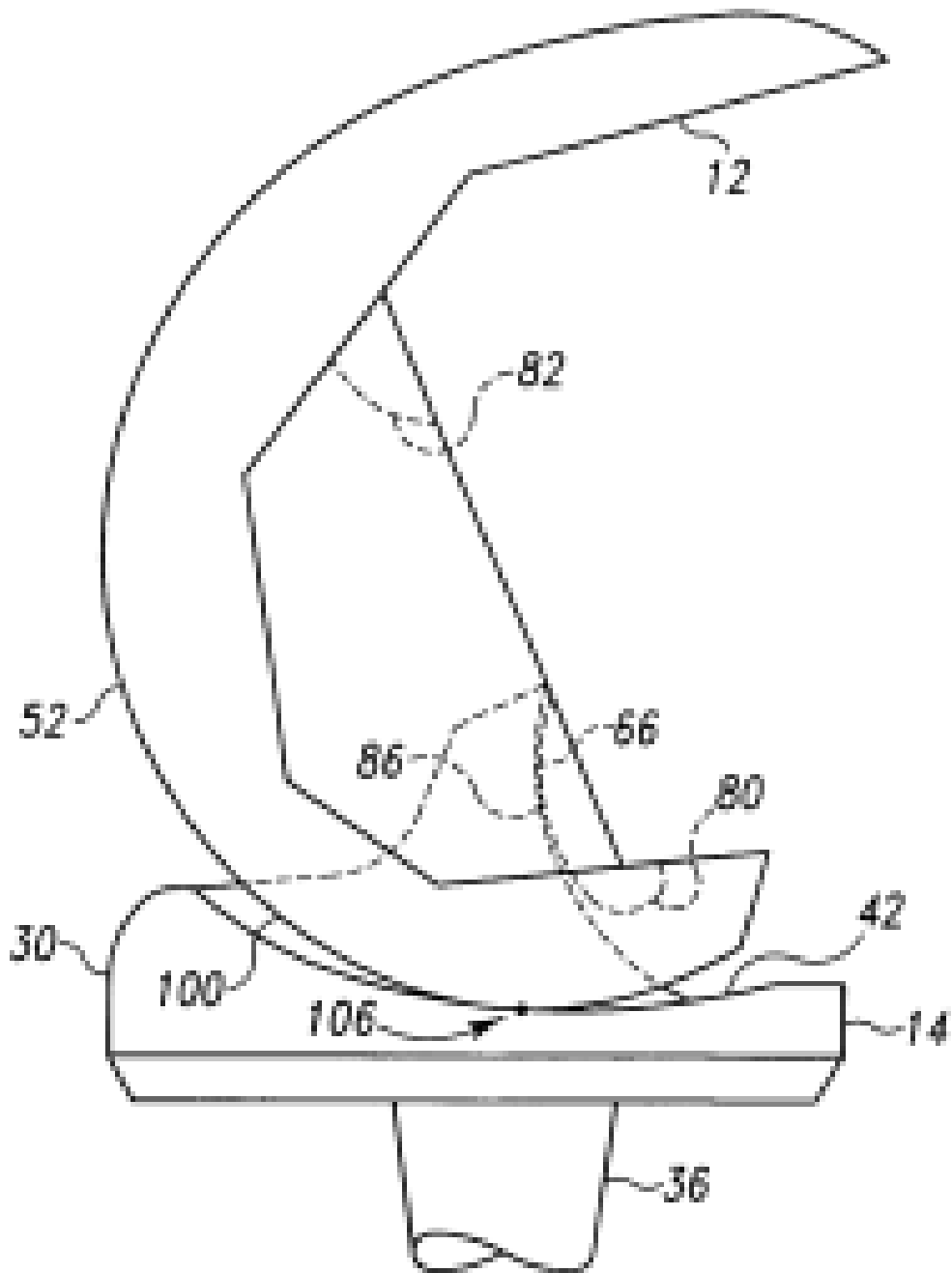


Fig. 4

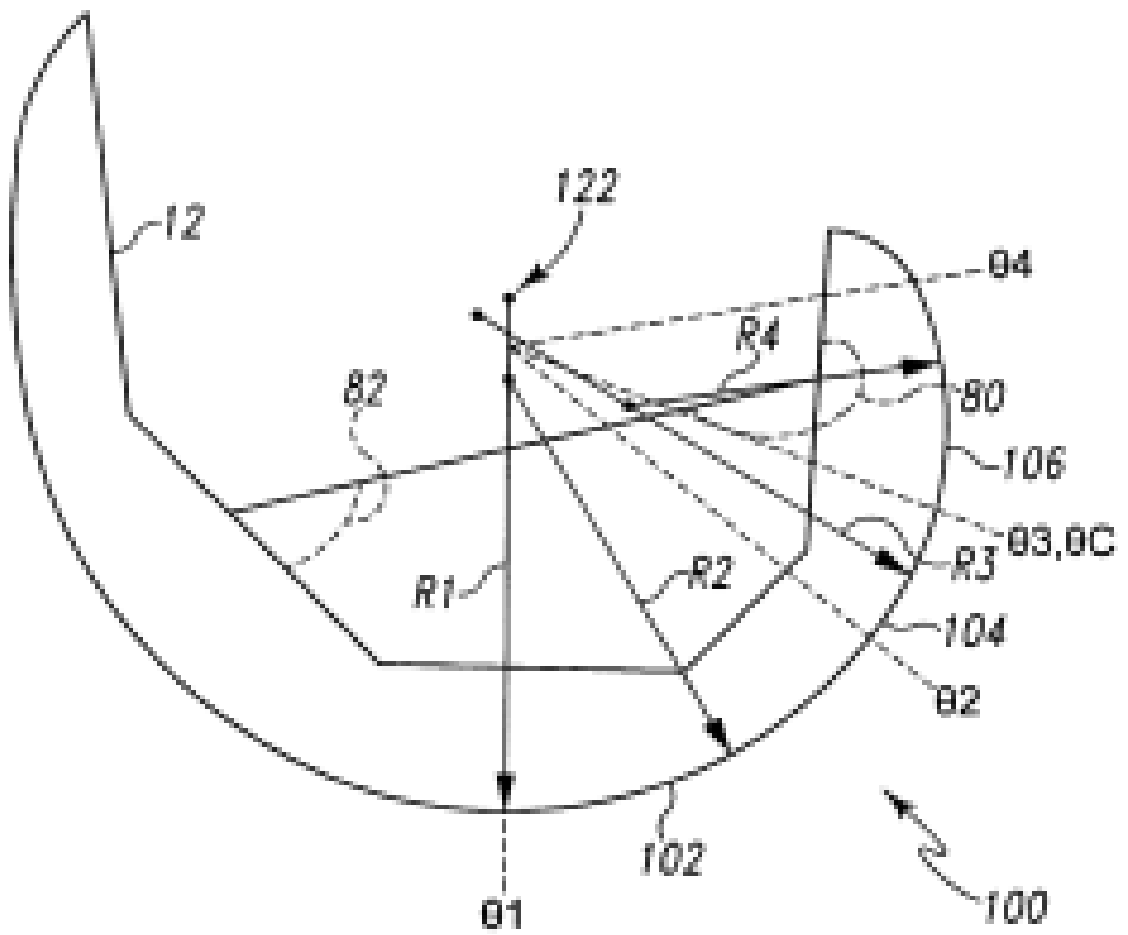


Fig. 5

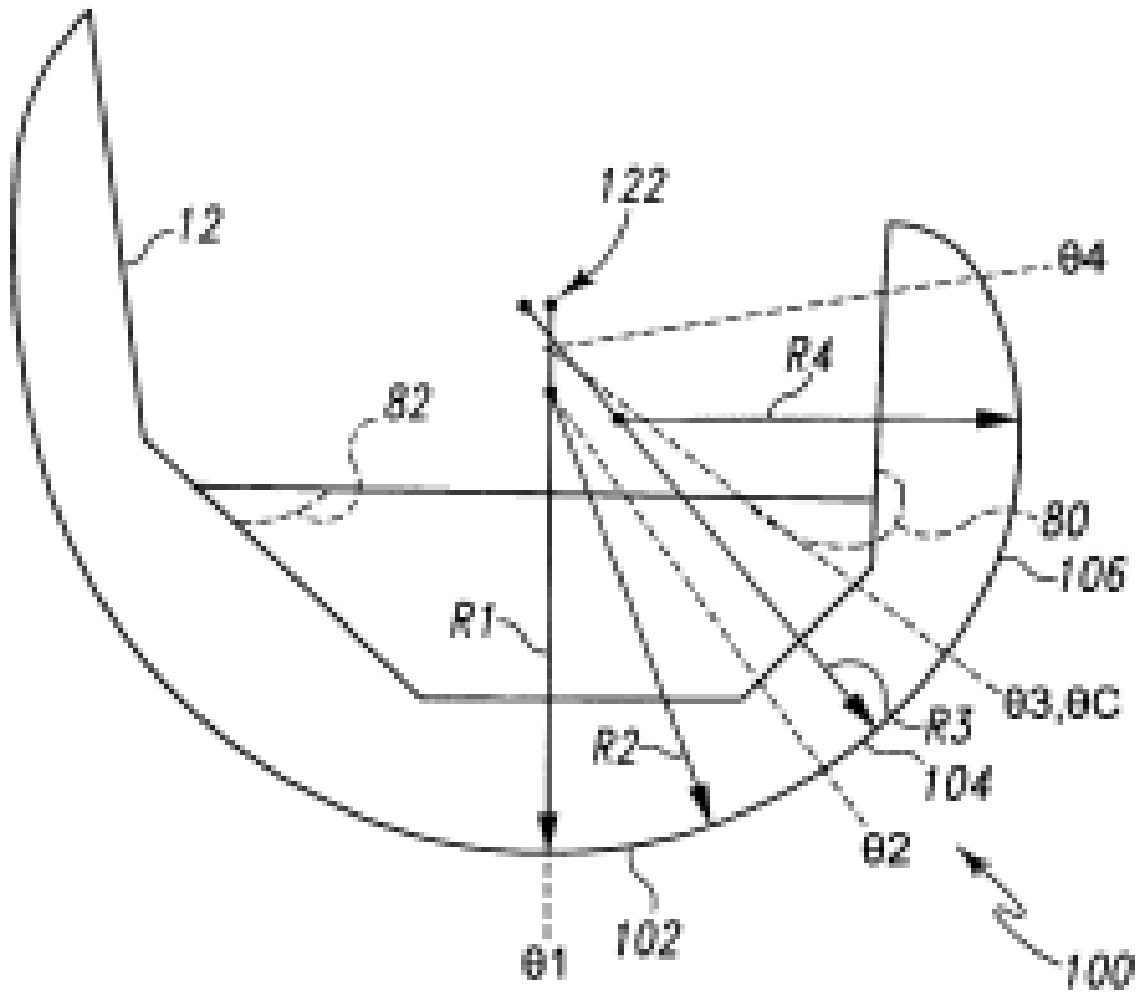


Fig. 7

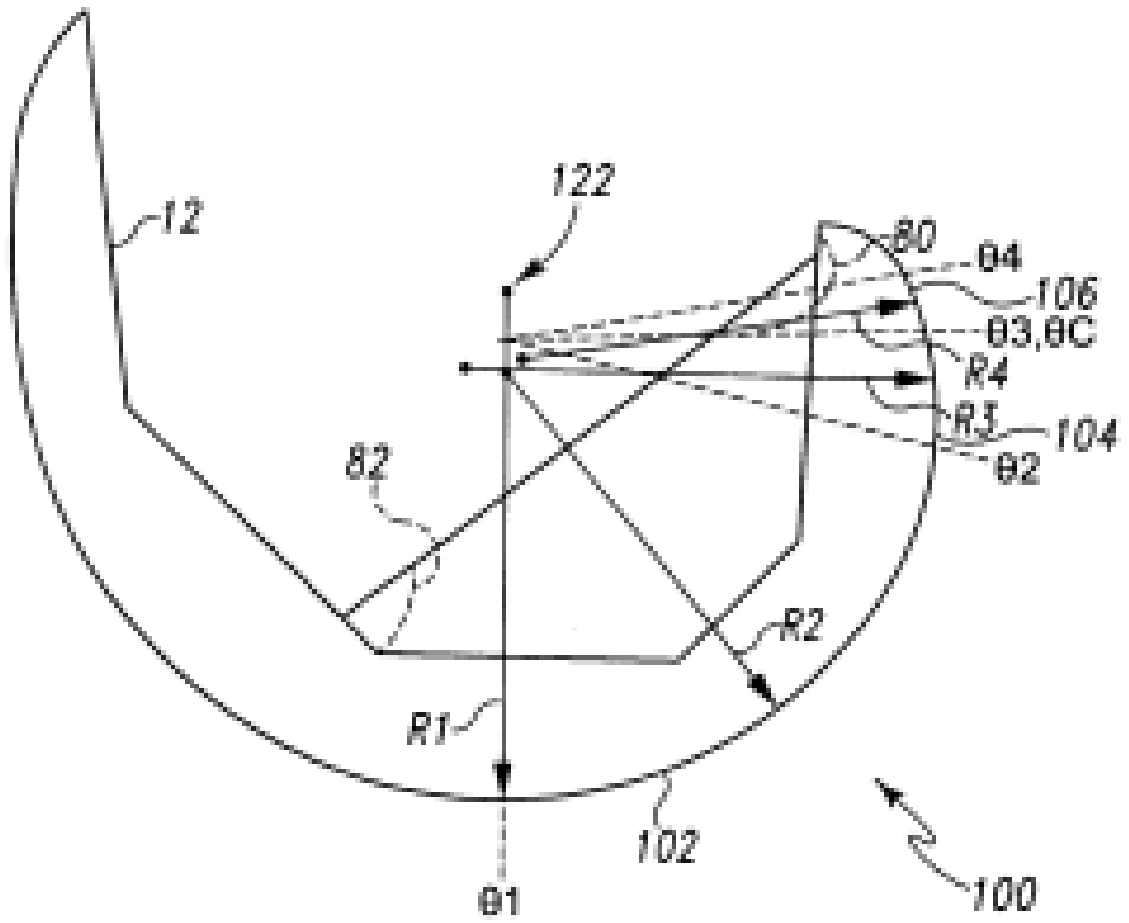


Fig. 8

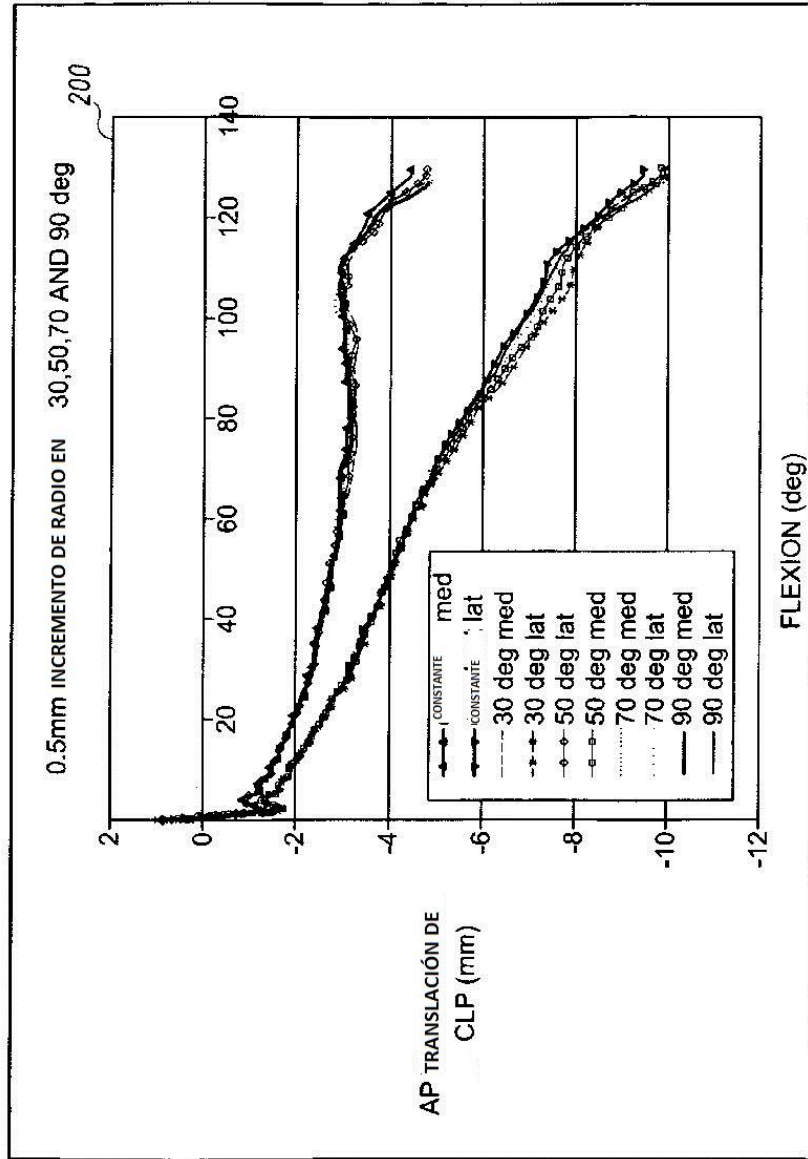


Fig. 9

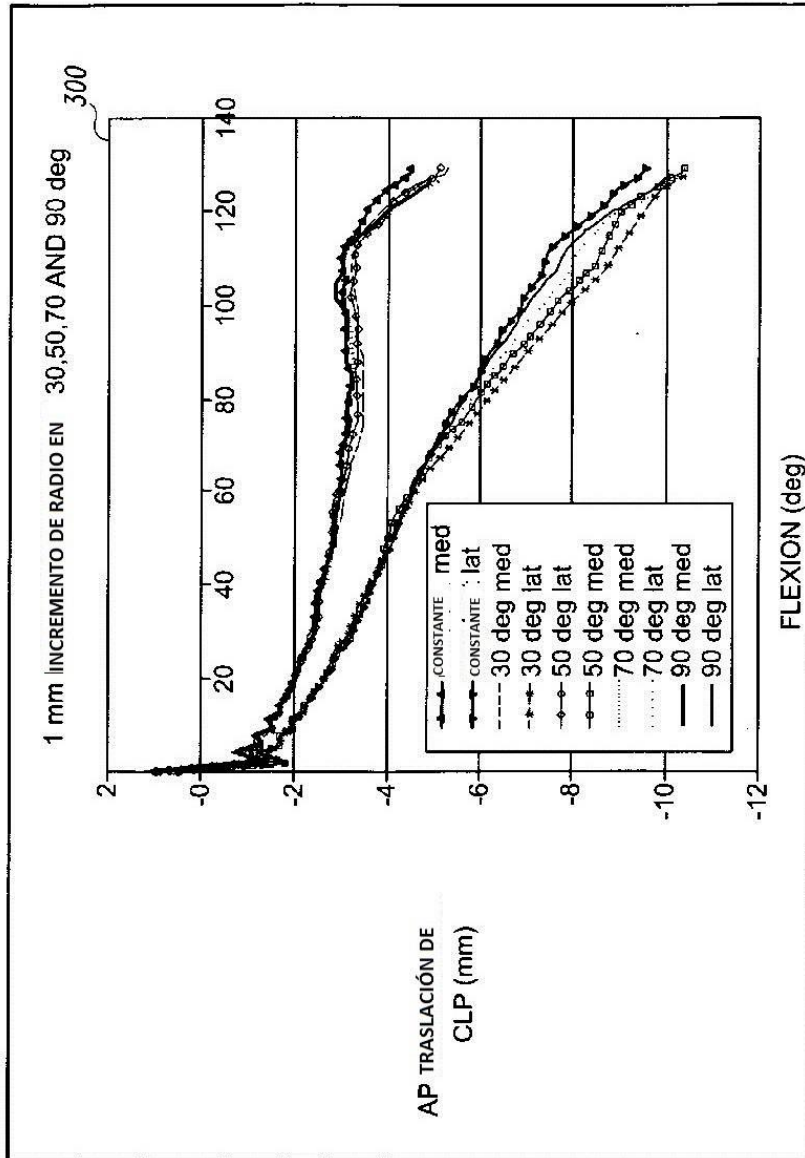


Fig. 10

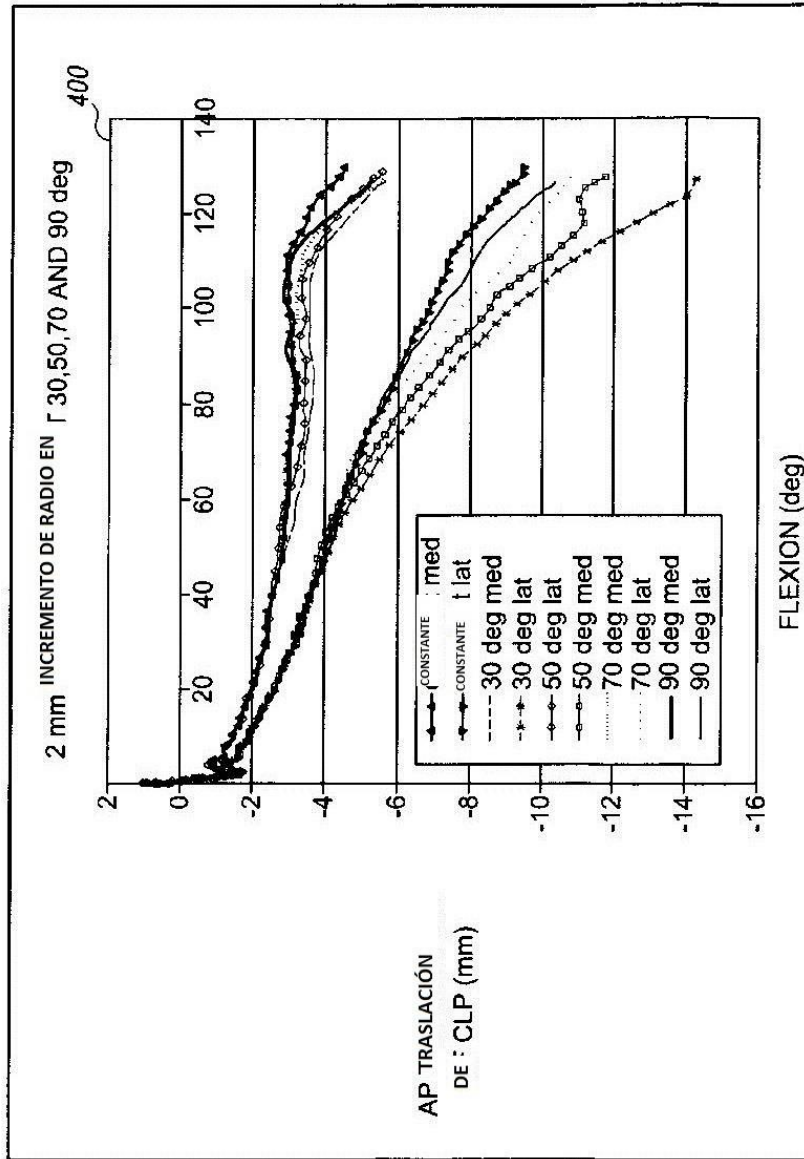


Fig. 11

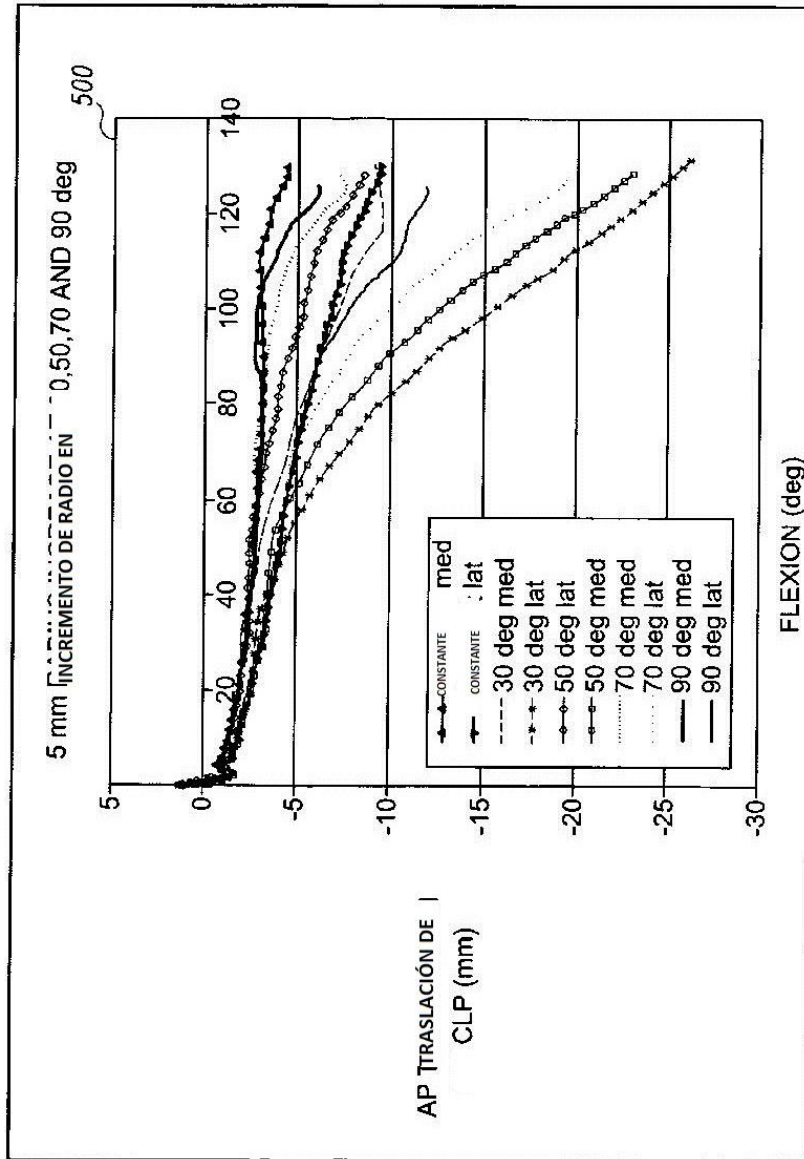


Fig. 12

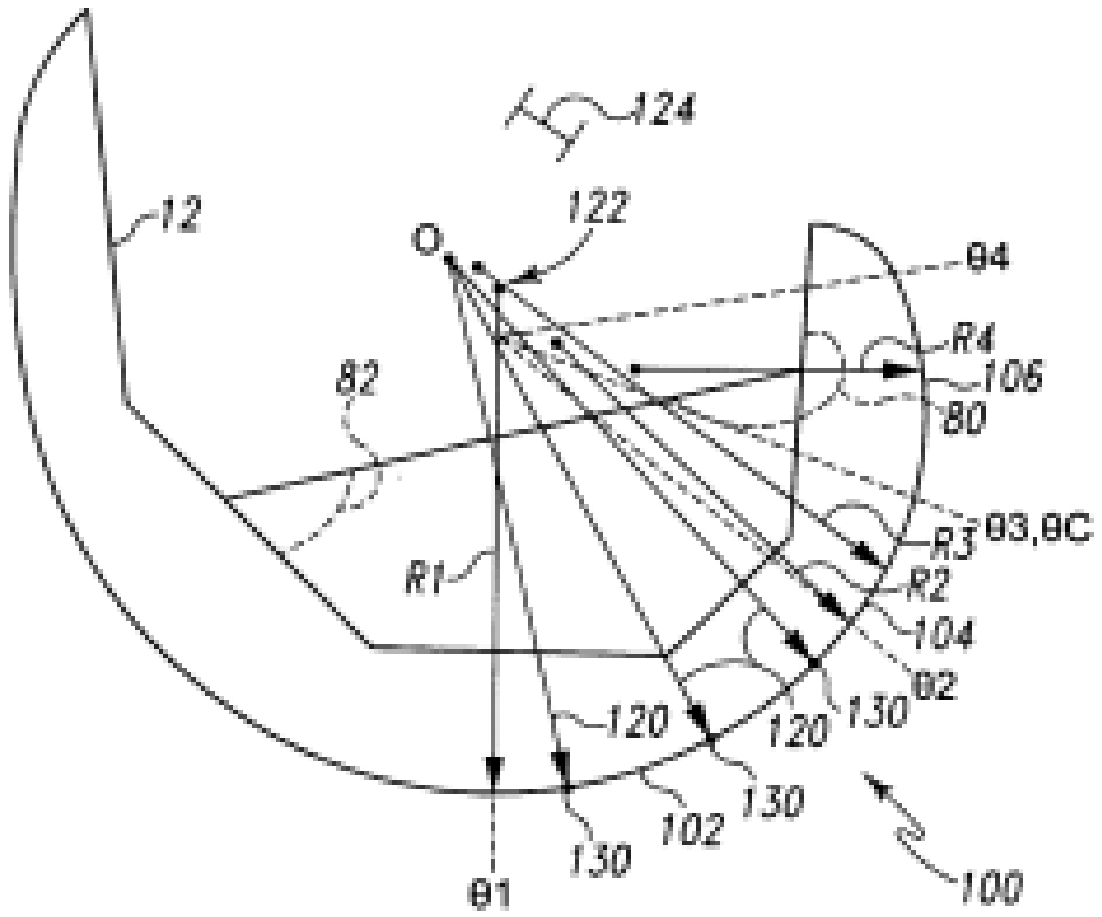


Fig. 13

700

COMPONENTE DE TAMAÑO	ORIGEN DISTANCIA	ECUACIÓN DE LONGITUD DE RAYO
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

COMPONENTE DE TAMAÑO	R1	R2	R3	R4	R5	Ratio R1/R2	Ratio R1/R3	Ratio R1/R4
1	25.5	20.4	25.4	11.2	8.1	1.251	1.005	2.271
2	26.7	21.3	26.6	12.6	7.9	1.252	1.005	2.120
3	28.0	22.3	27.8	14.0	7.7	1.253	1.005	2.001
4	29.3	23.3	29.1	15.4	7.5	1.255	1.005	1.901
5	30.7	24.4	30.5	16.9	7.3	1.257	1.005	1.818
6	32.1	25.5	31.9	18.4	7.1	1.259	1.005	1.747
7	33.6	26.7	33.4	19.9	6.8	1.261	1.005	1.686
8	35.2	27.9	35.0	21.5	6.6	1.263	1.005	1.633
9	36.8	29.1	36.7	23.2	6.3	1.265	1.005	1.586
10	38.6	30.4	38.4	25.0	6.1	1.268	1.005	1.545

Fig. 15

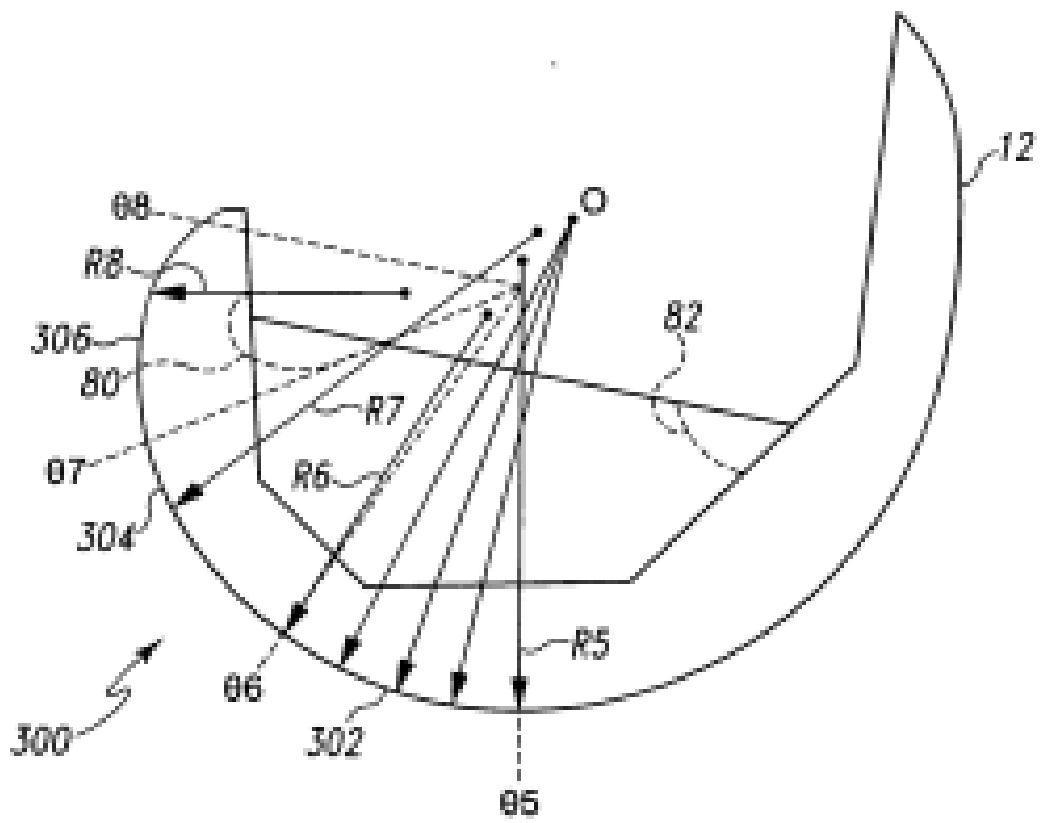


Fig. 16

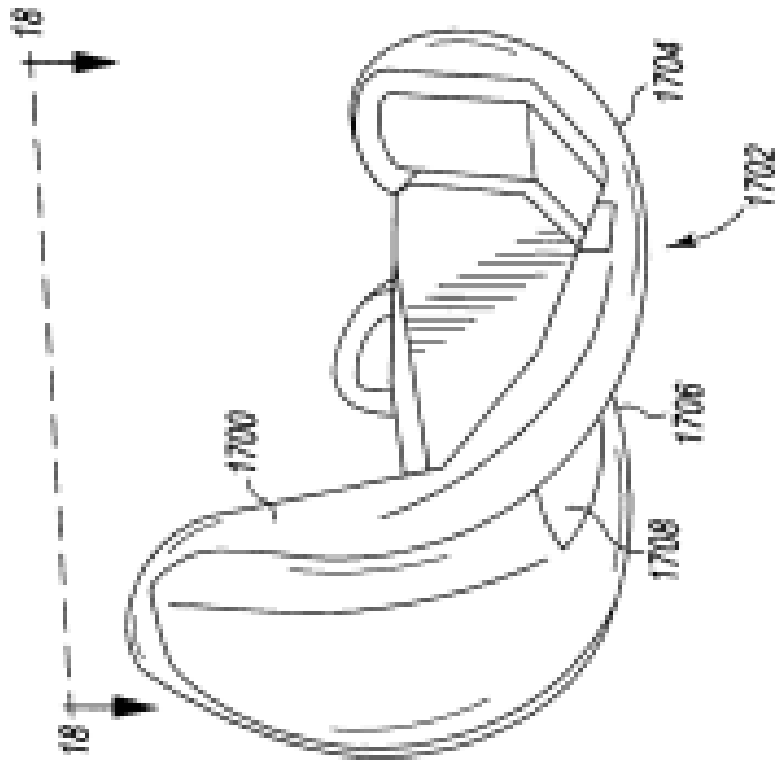


Fig. 17

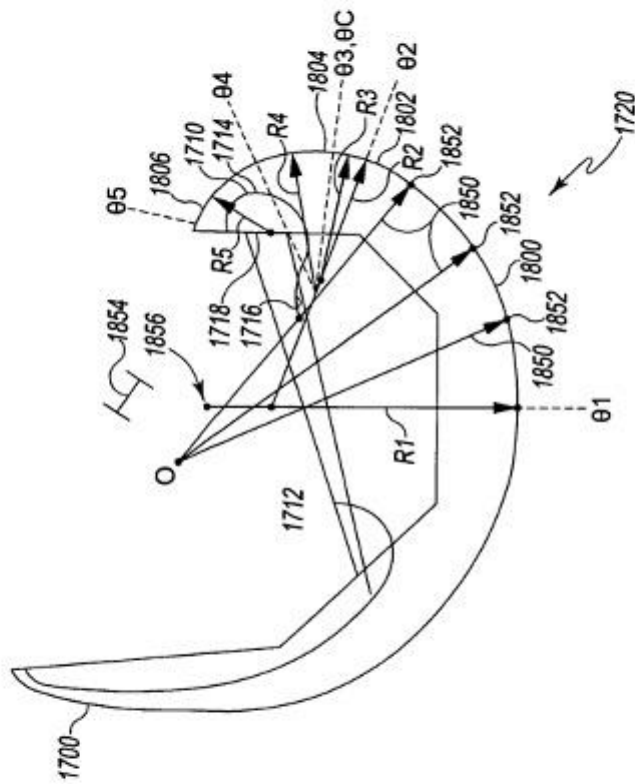


Fig. 18

1900

COMPONENTE TAMAÑO	ORIGEN DISTANCIA	ECUACIÓN DE RAYO DE LONGITUD
1	5.092	$R = 33.289093 + 0.0153846150 \cdot \theta - 0.0002702378 \cdot \theta^2 - 0.0000212 \cdot \theta^3$
2	4.928	$R = 34.454211 + 0.0153846150 \cdot \theta - 0.0002702378 \cdot \theta^2 - 0.0000212 \cdot \theta^3$
3	4.743	$R = 35.660109 + 0.0153846150 \cdot \theta - 0.0002702378 \cdot \theta^2 - 0.0000212 \cdot \theta^3$
4	4.534	$R = 36.908213 + 0.0153846150 \cdot \theta - 0.0002702378 \cdot \theta^2 - 0.0000212 \cdot \theta^3$
5	4.301	$R = 38.200000 + 0.0153846150 \cdot \theta - 0.0002702378 \cdot \theta^2 - 0.0000212 \cdot \theta^3$
6	3.891	$R = 39.384200 + 0.0153846150 \cdot \theta - 0.0002702378 \cdot \theta^2 - 0.0000212 \cdot \theta^3$
7	3.444	$R = 40.605110 + 0.0153846150 \cdot \theta - 0.0002702378 \cdot \theta^2 - 0.0000212 \cdot \theta^3$
8	3.199	$R = 42.107972 + 0.0153846150 \cdot \theta - 0.0002702378 \cdot \theta^2 - 0.0000212 \cdot \theta^3$
9	2.763	$R = 43.497535 + 0.0153846150 \cdot \theta - 0.0002702378 \cdot \theta^2 - 0.0000212 \cdot \theta^3$
10	2.290	$R = 44.932954 + 0.0153846150 \cdot \theta - 0.0002702378 \cdot \theta^2 - 0.0000212 \cdot \theta^3$

Fig. 19

2000

COMPONENTE TAMANO	R1	R2	R3	R4	R5	R2/R1	R3/R2	R4/R3	R5/R4
1	28.3010	18.2900	13.7340	15.6900	10.8180	0.6463	0.7509	1.1424	0.6895
2	29.6310	19.1350	14.3800	16.3020	11.3270	0.6458	0.7515	1.1337	0.6948
3	31.0230	20.0180	15.0560	16.7660	11.8590	0.6453	0.7521	1.1136	0.7073
4	32.4810	20.9390	15.7630	16.8070	12.4160	0.6446	0.7528	1.0662	0.7388
5	34.0080	21.9000	16.5040	15.5000	13.0000	0.6440	0.7536	0.9392	0.8387
6	35.6060	22.7870	19.3370	16.2290	13.6110	0.6400	0.8486	0.8393	0.8387
7	37.2800	23.7080	22.4110	16.9910	14.2510	0.6359	0.9453	0.7582	0.8387
8	39.0320	24.8500	23.1700	18.1470	14.9210	0.6367	0.9324	0.7832	0.8222
9	40.8670	25.9150	24.2500	20.6510	15.6220	0.6341	0.9358	0.8516	0.7565
10	42.7870	27.0220	25.5480	25.5740	16.3560	0.6315	0.9455	0.9971	0.6420

Fig. 20

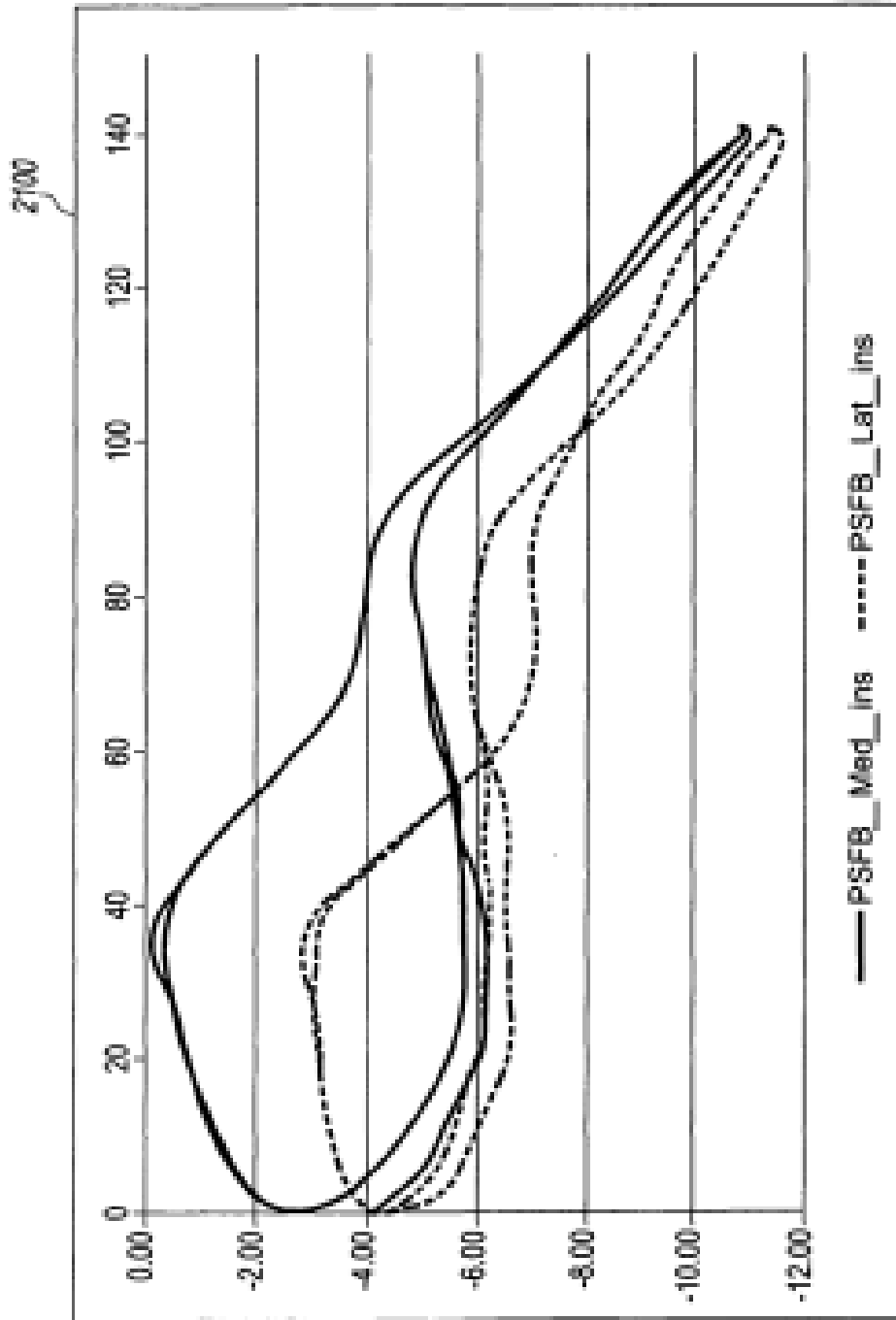


Fig. 21

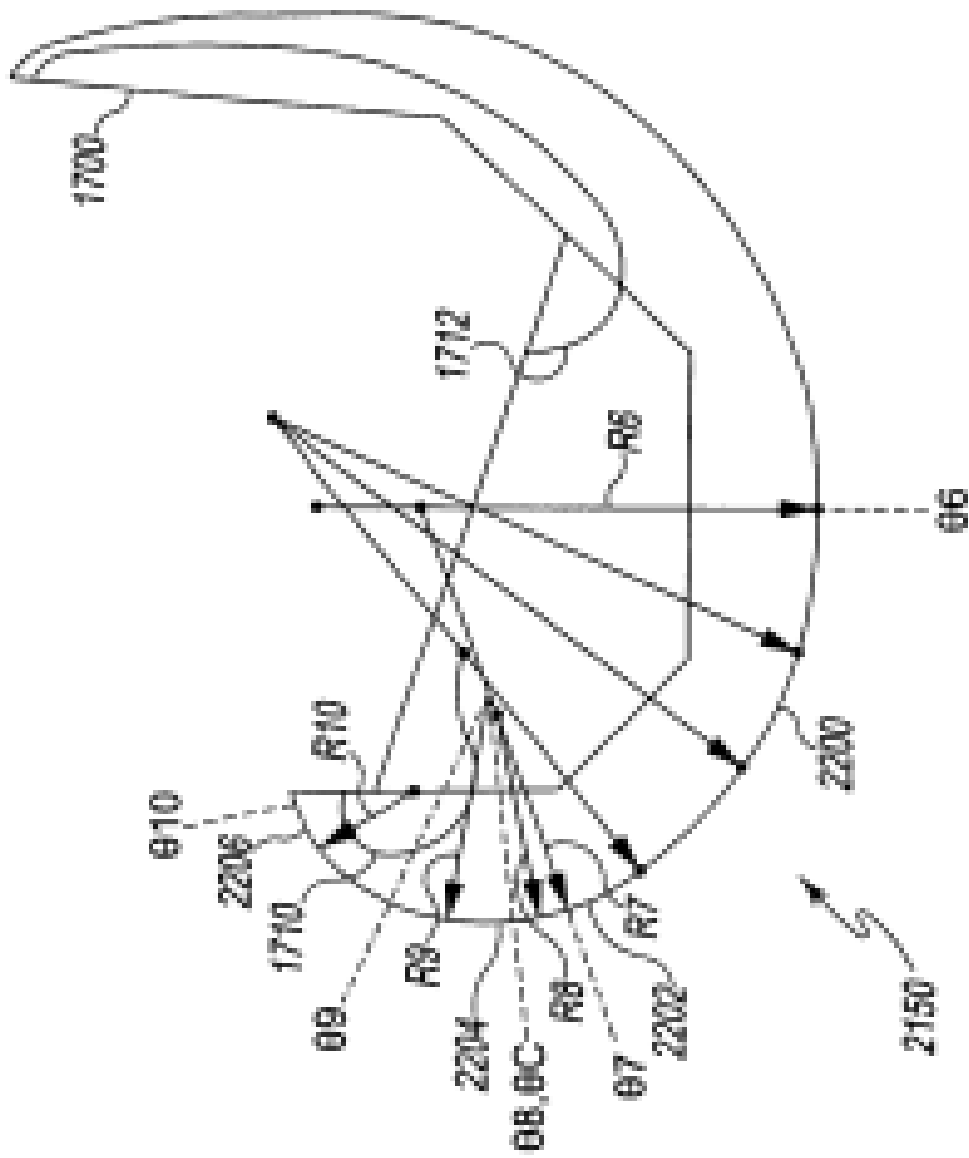


Fig. 22