

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 544 103**

51 Int. Cl.:

A61F 2/38 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **27.04.2012 E 12718884 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **10.06.2015 EP 2720646**

54 Título: **Componente femoral para prótesis de rodilla con características articulares mejoradas**

30 Prioridad:

16.06.2011 US 201113161624
18.11.2011 US 201161561658 P
23.12.2011 US 201161579873 P
30.01.2012 US 201261592575 P
02.02.2012 US 201261594113 P
06.04.2012 US 201261621372 P
06.04.2012 US 201261621373 P
06.04.2012 US 201261621370 P

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
27.08.2015

73 Titular/es:

ZIMMER, INC. (100.0%)
P.O. Box 708 345 East Main Street
Warsaw, IN 46580, US

72 Inventor/es:

PARISI, RAYMOND C.;
DRURY, NICK;
BALDRIDGE, CHARLES A. y
HARRIS, JAMES C.

74 Agente/Representante:

CARPINTERO LÓPEZ, Mario

ES 2 544 103 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Componente femoral para prótesis de rodilla con características articulares mejoradas

Antecedentes

1. Campo técnico

- 5 La presente divulgación versa sobre prótesis ortopédicas y, en especial, sobre componentes femorales en una prótesis de rodilla.

2. Descripción de la técnica relacionada

10 Las prótesis ortopédicas se utilizan comúnmente para reparar y/o sustituir hueso y tejido dañados del cuerpo humano. Para una rodilla dañada, puede implantarse una prótesis de rodilla usando una placa base tibial, un componente de soporte tibial y un componente femoral distal. La placa base tibial es fijada a un extremo proximal de la tibia del paciente, que normalmente es resecada para que acepte la placa base. El componente femoral se implanta en un extremo distal del fémur del paciente, que normalmente también es resecado para que acepte el componente femoral. El componente de soporte tibial se coloca entre la placa base tibial y el componente femoral, y puede ser acoplado de forma fija o deslizante a la placa base tibial. El documento US 4340978a da a conocer una
15 prótesis de rodilla con una plataforma tibial que incluye dos surcos, cada uno de los cuales puede ser curvado, y cada uno de los cuales se acopla de forma deslizante con un inserto de soporte tibial.

20 El componente femoral proporciona superficies articulares que interactúan con el componente adyacente de soporte tibial y una rótula natural o protésica durante la extensión y la flexión de la rodilla. Las características y la geometría de las superficies articulares del componente femoral influyen en las características articulares de la rodilla, por ejemplo, cooperando con el componente de soporte tibial para definir el intervalo de flexión, la rotación interna/externa, el retroceso femoral y el alineamiento rotuliano. Las superficies no articulares del componente femoral que hacen contacto con el hueso definen la forma y la geometría de la resección ósea en el fémur distal y, por lo tanto, influyen en la cantidad de hueso resecado del fémur.

25 Además, la forma y la geometría del componente femoral en su conjunto, particularmente alrededor de su periferia exterior, influye en la interacción entre la prótesis de rodilla y los tejidos blandos adyacentes que permanecen *in situ* tras la implantación de la prótesis.

30 En consecuencia, esfuerzos de diseño sustanciales se han centrado en proporcionar componentes de prótesis de rodilla que conserven el intervalo de flexión, promuevan perfiles deseables de movimiento cinemático, protejan los tejidos blandos naturales y sean compatibles con la gama más amplia posible de pacientes potenciales de artroplastia de rodilla.

Sumario

La presente divulgación proporciona una prótesis ortopédica de rodilla que incluye un componente femoral que presenta características articulares mejoradas, minimiza la extirpación de masa ósea sana del fémur distal y minimiza el impacto de la prótesis sobre los tejidos blandos adyacentes de la rodilla.

35 Las características que operan para mejorar la articulación incluyen: 1) la geometría posterior bulbosa de los cóndilos femorales, según se ve en una sección transversal sagital (es decir, la "curva en J"), facilita la flexión profunda y el bajo desgaste de componentes al reconfigurar la curvatura de la curva en J a niveles de flexión por encima de 90 grados; 2) la provisión de componentes femorales "estándar" y "estrechos" que comparten un perfil sagital común de resección ósea pero definen geometrías periférica y articular diferentes diseñadas para acomodar la variabilidad natural en la anatomía de los pacientes; y 3) un cóndilo femoral lateral posterior que es más corto (es decir, define una dimensión proximal/distal reducida) que el cóndilo medial posterior, facilitando con ello la flexión profunda y la concomitante rotación externa del fémur mientras se evitan pinzamientos entre componentes de la
40 prótesis.

45 Las características que operan para minimizar el impacto de la prótesis sobre los tejidos blandos adyacentes de la rodilla incluyen: 1) para diseños con estabilización posterior (EP), una leva femoral con una superficie articular generalmente cilíndrica, en la que la superficie articular está flanqueada en sus extremos medial y lateral por transiciones amplias de gran radio de convexo a cóncavo a los cóndilos femorales medial y lateral adyacentes, garantizando con ello una interacción deseada leva/espina articular mientras se evita el pinzamiento potencial de tejidos blandos; 2) para diseños con conservación del ligamento cruzado (CR), una escotadura intercondílea asimétrica que acomoda la rotación externa del fémur en la flexión profunda mientras se evita el pinzamiento entre las superficies de las paredes condíleas y el ligamento cruzado posterior; y 3) un reborde anterior que incluye un surco o cisura rotuliano-femoral, en el que las superficies medial y lateral cercanas al borde del reborde definen una convexidad amplia de gran radio, acomodando con ello los tejidos blandos en la porción anterior de la rodilla.
50

Las características que permiten que los componentes femorales fabricados según la presente divulgación se implanten con una extirpación mínima de hueso incluyen: 1) una superficie anterior de contacto óseo, frente al surco rotuliano del reborde anterior, que incluye un pico central bordeado operable para mantener un grosor de material deseado en todo el reborde anterior a la vez que se reduce el grosor medio total del reborde anterior; 2) para diseños de implante con estabilización posterior (EP), una caja intercondílea con paredes laterales inclinadas que reducen selectivamente la altura proximal/distal de porciones de las paredes laterales, para facilitar la conservación de hueso cerca del extremo anterior de la escotadura intercondílea anatómica; 3) para diseños de EP, las paredes laterales de la caja intercondílea, que están configuradas para funcionar como un saliente de fijación, obviando con ello la necesidad de clavijas de fijación; 4) un crecimiento incremental sistemáticamente pequeño entre respectivos pares de tamaños de prótesis, permitiendo con ello una resección ósea mínima para una mayoría más amplia de pacientes; y 5) un "bolsillo" especialmente diseñado en el lado de contacto óseo del componente femoral para cemento óseo y/o material poroso de crecimiento intersticial óseo, maximizando el bolsillo la fijación a largo plazo, mientras que se facilita también la extracción potencial de componentes en la cirugía de revisión.

Según una realización de la misma, la presente invención proporciona una familia de componentes femorales que comprende varios tamaños nominales de componentes femorales, estando adaptado cada componente de la familia de componentes femorales para articularse con una superficie articular tibial para formar una prótesis de rodilla, comprendiendo cada componente de la familia de componentes femorales: cóndilos medial y lateral conformados para articularse con la superficie articular tibial en un intervalo de movimiento, en el que la extensión plena corresponde a cero grados de flexión de la prótesis de rodilla y una flexión positiva corresponde a una flexión de más de cero grados de la prótesis de rodilla, definiendo los cóndilos medial y lateral curvas en J medial y lateral, comprendiendo la curva en J medial: un segmento articular de flexión inicial medial colocado para acoplarse en un compartimento medial de la superficie articular tibial desde la extensión plena hasta un grado intermedio de flexión; y un segmento articular de flexión profunda medial colocado para acoplarse en el compartimento medial desde el grado intermedio de flexión hasta un grado elevado de flexión, definiendo al menos parte del segmento articular de flexión profunda medial un radio de flexión profunda medial que barre una extensión angular de flexión profunda medial definiendo una longitud de arco de flexión profunda medial, de modo que se defina una proporción de bulbosidad medial como la longitud de arco de flexión profunda medial dividida por la extensión angular de flexión profunda medial, comprendiendo la curva en J lateral: un segmento articular de flexión inicial lateral colocado para acoplarse en un compartimento lateral de la superficie articular tibial desde la extensión plena hasta el grado intermedio de flexión; y un segmento articular de flexión profunda lateral colocado para acoplarse en el compartimento lateral desde el grado intermedio de flexión hasta el grado elevado de flexión, definiendo al menos parte del segmento articular de flexión profunda lateral un radio de flexión profunda lateral que barre una extensión angular de flexión profunda lateral definiendo una longitud de arco de flexión profunda lateral, de modo que se defina una proporción de bulbosidad lateral como la longitud de arco de flexión profunda lateral dividida por la extensión angular de flexión profunda lateral, siendo al menos una de las proporciones de bulbosidad medial y lateral igual a hasta 0,22 mm/grado en toda una gama de tamaños nominales de componentes dentro de la familia de componentes femorales, con lo que el segmento articular de flexión profunda de al menos una de las curvas en J medial y lateral define una geometría posterior sagital bulbosa para cada componente de la familia de componentes femorales.

Según otra realización de la misma, la presente invención proporciona una familia de componentes femorales con estabilización posterior que comprende varios tamaños nominales de componentes femorales, estando adaptado cada componente de la familia de componentes femorales para articularse con un componente de soporte tibial para formar una prótesis de rodilla, comprendiendo cada componente de la familia de componentes femorales: cóndilos medial y lateral conformados para articularse con el componente de soporte tibial en un intervalo de movimiento, en el que la extensión plena corresponde a cero grados de flexión de la prótesis de rodilla y una flexión positiva corresponde a una flexión de más de cero grados de la prótesis de rodilla, definiendo los cóndilos medial y lateral curvas en J medial y lateral, comprendiendo los cóndilos medial y lateral paredes condíleas orientadas hacia el interior que forman un espacio intercondíleo entre las mismas, teniendo el espacio intercondíleo una anchura medial/lateral; y una leva femoral que abarca el espacio intercondíleo para unir los cóndilos medial y lateral entre sí, estando dimensionada y colocada la leva femoral para acoplarse con una espina del componente de soporte tibial en flexión positiva en al menos una porción del intervalo de movimiento, comprendiendo la curva en J medial: un segmento articular de flexión inicial medial colocado para acoplarse en un compartimento articular medial del componente de soporte tibial desde la extensión plena hasta un grado intermedio de flexión; y un segmento articular de flexión profunda medial colocado para acoplarse en el compartimento articular medial desde el grado intermedio de flexión hasta un grado elevado de flexión, definiendo al menos parte del segmento articular de flexión profunda medial un radio de flexión profunda medial que barre una extensión angular de flexión profunda medial definiendo una longitud de arco de flexión profunda medial, de modo que se defina una proporción de bulbosidad medial como la longitud de arco de flexión profunda medial dividida por la extensión angular de flexión profunda medial, comprendiendo la curva en J lateral: un segmento articular de flexión inicial lateral colocado para acoplarse en un compartimento articular lateral del componente de soporte tibial desde la extensión plena hasta el grado intermedio de flexión; y un segmento articular de flexión profunda lateral colocado para acoplarse en el compartimento articular lateral desde el grado intermedio de flexión hasta el grado elevado de flexión, definiendo al menos parte del segmento articular de flexión profunda lateral un radio de flexión profunda lateral que barre una extensión angular de

flexión profunda lateral definiendo una longitud de arco de flexión profunda lateral, de modo que se defina una proporción de bulbosidad lateral como la longitud de arco de flexión profunda lateral dividida por la extensión angular de flexión profunda lateral, siendo al menos una de las proporciones de bulbosidad medial y lateral igual a hasta 0,24 mm/grado en toda una gama de al menos tres tamaños nominales de componentes dentro de la familia de componentes femorales, con lo que el segmento articular de flexión profunda de al menos una de las curvas en J medial y lateral define una geometría posterior sagital bulbosa para cada componente de la familia de componentes femorales.

Según otro aspecto, se proporciona una familia de componentes femorales que comprende varios tamaños nominales de componentes femorales, estando adaptado cada componente de la familia de componentes femorales para articularse con una superficie articular tibial, comprendiendo cada componente de la familia de componentes femorales: cóndilos medial y lateral conformados para articularse con la superficie articular tibial en un intervalo de movimiento, en el que la extensión plena corresponde a puntos medial y lateral más distales formados en los cóndilos medial y lateral, respectivamente, y la flexión de 90 grados corresponde a puntos medial y lateral más posteriores en los cóndilos medial y lateral, respectivamente, definiendo los cóndilos medial y lateral curvas en J medial y lateral, respectivamente, definiendo el cóndilo medial un grosor de flexión media máxima medial, situado en la región del punto medial más posterior, hasta 9 mm para cada uno de los al menos tres tamaños nominales de la familia de componentes femorales, definiendo el cóndilo lateral un grosor de flexión media máxima lateral, situado en la región del punto lateral más posterior, hasta 9 mm para cada uno de los al menos tres tamaños nominales de la familia de componentes femorales, comprendiendo la curva en J medial: un segmento articular de flexión inicial medial colocado para acoplarse en un compartimento medial de la superficie articular tibial desde la extensión plena hasta un grado intermedio de flexión, incluyendo el segmento articular de flexión inicial medial el punto medial más distal y el punto medial más posterior; y un segmento articular (de flexión profunda medial colocado para acoplarse en el compartimento medial desde el grado intermedio de flexión hasta un grado elevado de flexión, comprendiendo el segmento articular de flexión profunda medial un barrido angular de al menos 80 grados, de modo que el cóndilo medial permita la articulación con la superficie articular tibial hasta al menos 130 grados de flexión; comprendiendo la curva en J lateral: un segmento articular de flexión inicial lateral colocado para acoplarse en un compartimento lateral de la superficie articular tibial desde la extensión plena hasta el grado intermedio de flexión, incluyendo el segmento articular de flexión inicial lateral el punto lateral más distal y el punto lateral más posterior; y un segmento articular de flexión profunda lateral colocado para acoplarse en el compartimento lateral desde el grado intermedio de flexión hasta el grado elevado de flexión, comprendiendo el segmento articular de flexión profunda lateral un barrido angular de al menos 80 grados, de modo que el cóndilo lateral permita la articulación con la superficie articular tibial hasta al menos 130 grados de flexión.

Según otro aspecto, se proporciona una familia de componentes femorales con estabilización posterior que comprende varios tamaños nominales de componentes femorales, estando adaptado cada componente de la familia de componentes femorales para articularse con un componente de soporte tibial para formar una prótesis de rodilla, comprendiendo cada componente de la familia de componentes femorales: cóndilos medial y lateral conformados para articularse con el componente de soporte tibial en un intervalo de movimiento, en el que la extensión plena corresponde a puntos medial y lateral más distales formados en los cóndilos medial y lateral, respectivamente, a una flexión de cero grados de la prótesis de rodilla, y en el que la flexión de 90 grados corresponde a puntos medial y lateral más posteriores en los cóndilos medial y lateral, respectivamente, definiendo los cóndilos medial y lateral curvas en J medial y lateral, respectivamente, comprendiendo los cóndilos medial y lateral paredes condíleas orientadas hacia el interior que forman un espacio intercondíleo entre las mismas, teniendo el espacio intercondíleo una anchura medial/lateral; y una leva femoral que abarca el espacio intercondíleo para unir los cóndilos medial y lateral entre sí, estando dimensionada y colocada la leva femoral para acoplarse con una espina del componente de soporte tibial en flexión positiva en al menos una porción del intervalo de movimiento, definiendo el cóndilo medial un grosor de flexión media máxima medial, situado en la región del punto medial más posterior, hasta 10 mm para cada uno de los varios tamaños nominales de componentes femorales, definiendo el cóndilo lateral un grosor de flexión media máxima lateral, situado en la región del punto lateral más posterior, hasta 10 mm para cada uno de los varios tamaños nominales de componentes femorales, comprendiendo la curva en J medial: un segmento articular de flexión inicial medial colocado para acoplarse en un compartimento articular medial del componente de soporte tibial desde la extensión plena hasta un grado intermedio de flexión, incluyendo el segmento articular de flexión inicial medial el punto medial más distal y el punto medial más posterior; y un segmento articular de flexión profunda medial colocado para acoplarse en el compartimento articular medial desde el grado intermedio de flexión hasta un grado elevado de flexión, comprendiendo el segmento articular de flexión profunda medial un barrido angular de al menos 80 grados, de modo que el cóndilo medial permita la articulación con el componente de soporte tibial hasta al menos 130 grados; comprendiendo la curva en J lateral: un segmento articular de flexión inicial lateral colocado para acoplarse en un compartimento lateral del componente de soporte tibial desde la extensión plena hasta el grado intermedio de flexión, incluyendo el segmento articular de flexión inicial lateral el punto lateral más distal y el punto lateral más posterior; y un segmento articular de flexión profunda lateral colocado para acoplarse en el compartimento lateral desde el grado intermedio de flexión hasta el grado elevado de flexión, comprendiendo el segmento articular de flexión profunda lateral un barrido angular de al menos 80 grados, de modo que el cóndilo lateral permita la articulación con el componente de soporte tibial hasta al menos 130 grados.

Según otro aspecto, se proporciona una familia de componentes femorales para una prótesis de rodilla, estando adaptado cada componente de la familia de componentes femorales para articularse con una superficie articular tibial y una superficie articular rotuliana, comprendiendo cada componente de la familia de componentes femorales:

5 un cóndilo medial, que comprende: una superficie condílea medial conformada para articularse con un compartimento medial de la superficie articular tibial en un intervalo de movimiento en el que la extensión plena corresponde a cero grados de flexión de la prótesis de rodilla y una flexión positiva corresponde a una flexión de más de cero grados de la prótesis de rodilla, comprendiendo la superficie condílea medial un punto medial más distal situado para hacer contacto con la superficie articular tibial en la extensión plena, un punto medial más posterior situado para hacer contacto con la superficie articular tibial a una flexión de 90 grados, y un punto medial más proximal; y una superficie medial de contacto óseo dispuesta frente a la superficie condílea medial y situada para colindar con un fémur resecaado tras la implantación de un respectivo componente de la familia de componentes femorales; un cóndilo lateral separado del cóndilo medial por el plano sagital de un componente que se extiende en una dirección anterior/posterior y en una dirección proximal/distal, comprendiendo el cóndilo lateral: una superficie condílea lateral conformada para articularse con un compartimento lateral de la superficie articular tibial en el intervalo de movimiento, comprendiendo la superficie condílea lateral un punto lateral más distal situado para hacer contacto con la superficie articular tibial en la extensión plena, un punto lateral más posterior situado para hacer contacto con la superficie articular tibial a una flexión de 90 grados y un punto lateral más proximal; y una superficie lateral de contacto óseo dispuesta frente a la superficie condílea lateral y situada para colindar con el fémur resecaado tras la implantación de un respectivo componente de la familia de componentes femorales; y un reborde rotuliano que se extiende de forma anterior desde los cóndilos medial y lateral, comprendiendo el reborde rotuliano: una superficie articular de reborde conformada para articularse con la superficie articular rotuliana; una superficie anterior de contacto óseo dispuesta frente a la superficie articular de reborde y situada para colindar con una faceta anterior del fémur resecaado tras la implantación de un respectivo componente de la familia de componentes femorales; y paredes medial y lateral del reborde que se extienden entre la superficie articular de reborde hasta la superficie anterior de contacto óseo; comprendiendo cada componente de la familia de componentes femorales una periferia exterior que define varias características periféricas, comprendiendo las características periféricas: una anchura de componente medial/lateral definida como la distancia total entre los cóndilos medial y lateral en una dirección medial/lateral normal al plano sagital del componente, una altura condílea definida como la mayor de una altura del cóndilo medial y una altura del cóndilo lateral, siendo la altura del cóndilo medial la distancia desde el punto medial más distal hasta el punto medial más proximal en la dirección proximal/distal y siendo la altura del cóndilo lateral la distancia desde el punto lateral más distal hasta el punto lateral más proximal en la dirección proximal/distal; y una altura del reborde rotuliano definida como la distancia entre i) una línea imaginaria que conecta los puntos medial y lateral más distales y ii) un pico proximal del reborde rotuliano, midiéndose la altura del reborde rotuliano en la dirección proximal/distal; comprendiendo la familia de componentes femorales un componente femoral regular y un componente femoral estrecho que comparten un espacio anterior/posterior común entre la superficie anterior de contacto óseo del reborde rotuliano y las superficies medial y lateral de contacto óseo de los cóndilos medial y lateral, respectivamente, por lo que la familia de componentes femorales es compatible con una geometría de resección femoral sagital común, siendo al menos una de la pluralidad de características periféricas del componente femoral regular mayor que la correspondiente característica de la pluralidad de características periféricas del componente femoral estrecho.

Según otro aspecto, se proporciona una familia de componentes femorales para una prótesis de rodilla, estando adaptado cada componente femoral para articularse con una superficie articular tibial y una superficie articular rotuliana, comprendiendo cada componente femoral: un cóndilo medial, que comprende: una superficie condílea medial conformada para articularse con un compartimento medial de la superficie articular tibial en un intervalo de movimiento en el que la extensión plena corresponde a cero grados de flexión de la prótesis de rodilla y una flexión positiva corresponde a una flexión de más de cero grados de la prótesis de rodilla, comprendiendo la superficie condílea medial un punto medial más distal situado para hacer contacto con la superficie articular tibial en la extensión plena, un punto medial más posterior situado para hacer contacto con la superficie articular tibial a una flexión de 90 grados, y un punto medial más proximal situado para hacer contacto con la superficie articular tibial en una extensión plena; y una superficie medial de contacto óseo dispuesta frente a la superficie condílea medial y situada para colindar con un fémur resecaado tras la implantación del componente femoral; un cóndilo lateral separado del cóndilo medial por un plano sagital del componente que se extiende en una dirección anterior/posterior y en una dirección proximal/distal, comprendiendo el cóndilo lateral: una superficie condílea lateral conformada para articularse con un compartimento lateral de la superficie articular tibial en el intervalo de movimiento, comprendiendo la superficie condílea lateral un punto lateral más distal situado para hacer contacto con la superficie articular tibial en la extensión plena, un punto lateral más posterior situado para hacer contacto con la superficie articular tibial a una flexión de 90 grados y un punto lateral más proximal situado para hacer contacto con la superficie articular tibial a la flexión máxima; y una superficie lateral de contacto óseo dispuesta frente a la superficie condílea lateral y situada para colindar con el fémur resecaado tras la implantación del componente femoral; y un reborde rotuliano que se extiende de forma anterior desde los cóndilos medial y lateral, comprendiendo el reborde rotuliano: una superficie articular de reborde conformada para articularse con la superficie articular rotuliana; una superficie anterior de contacto óseo dispuesta frente a la superficie articular de reborde y situada para colindar con una faceta anterior del fémur resecaado tras la implantación del componente femoral; y paredes medial y lateral del reborde que se extienden entre la superficie articular de reborde hasta la superficie anterior de contacto óseo; definiendo cada

componente femoral una periferia exterior que define varias características periféricas, comprendiendo las características periféricas: una anchura de componente medial/lateral definida como la distancia total entre los cóndilos medial y lateral en una dirección medial/lateral normal al plano sagital del componente, una altura condílea definida como la mayor de una altura del cóndilo medial y una altura del cóndilo lateral, siendo la altura del cóndilo medial la distancia desde el punto medial más distal hasta el punto medial más proximal en la dirección proximal/distal y siendo la altura del cóndilo lateral la distancia desde el punto lateral más distal hasta el punto lateral más proximal en la dirección proximal/distal; y una altura del reborde rotuliano definida como la distancia entre una línea imaginaria que conecta los puntos medial y lateral más distales y un pico proximal del reborde rotuliano, medida en la dirección proximal/distal; comprendiendo la familia de componentes femorales un componente femoral regular y un componente femoral estrecho que comparten un tramo común de la línea imaginaria que conecta los puntos medial y lateral más distales, por lo que los componentes femorales regulares y estrechos pueden ser usados de forma intercambiable con un componente tibial colindante seleccionado, siendo al menos una de la pluralidad de características periféricas del componente femoral regular mayor que la correspondiente característica de la pluralidad de características periféricas del componente femoral estrecho.

Según otro aspecto, se proporciona una familia de componentes femorales para una prótesis de rodilla, estando adaptado cada componente femoral para articularse con una superficie articular tibial y una superficie articular rotuliana, comprendiendo cada componente femoral: un cóndilo medial, que comprende: una superficie condílea medial conformada para articularse con un compartimento medial de la superficie articular tibial en un intervalo de movimiento en el que la extensión plena corresponde a cero grados de flexión de la prótesis de rodilla y una flexión positiva corresponde a una flexión de más de cero grados de la prótesis de rodilla, comprendiendo la superficie condílea medial un punto medial más distal situado para hacer contacto con la superficie articular tibial en la extensión plena y un punto medial más posterior situado para hacer contacto con la superficie articular tibial a una flexión de 90 grados; y una superficie medial de contacto óseo dispuesta frente a la superficie condílea medial y situada para colindar con un fémur resecaado tras la implantación del componente femoral; un cóndilo lateral separado del cóndilo medial por un plano sagital del componente que se extiende en una dirección anterior/posterior y una dirección proximal/distal, comprendiendo el cóndilo lateral: una superficie condílea lateral conformada para articularse con un compartimento lateral de la superficie articular tibial en el intervalo de movimiento, comprendiendo la superficie condílea lateral un punto lateral más distal situado para hacer contacto con la superficie articular tibial en la extensión plena, un punto lateral más posterior situado para hacer contacto con la superficie articular tibial a una flexión de 90 grados; y una superficie lateral de contacto óseo dispuesta frente a la superficie condílea lateral y situada para colindar con el fémur resecaado tras la implantación del componente femoral; y un reborde rotuliano que se extiende de forma anterior desde los cóndilos medial y lateral, comprendiendo el reborde rotuliano: una superficie articular de reborde conformada para articularse con la superficie articular rotuliana; una superficie anterior de contacto óseo dispuesta frente a la superficie articular de reborde y situada para colindar con una faceta anterior del fémur resecaado tras la implantación del componente femoral; y una superficie distal de contacto óseo que se extiende en la dirección anterior/posterior y entre la superficie anterior de contacto óseo y las superficies medial y lateral posteriores de contacto óseo, una intersección imaginaria de superficies formada extrapolando la superficie distal de contacto óseo de forma anterior para que se cruce con una extrapolación distal de la superficie anterior de contacto óseo, definiendo la intersección imaginaria de superficies un punto de intersección, visto en el plano sagital del componente, una extensión de dimensionamiento anterior/posterior definida como una distancia, vista en el plano sagital del componente, entre el punto de intersección y uno del punto medial más posterior y el punto lateral más posterior, comprendiendo la familia de componentes femorales varios tamaños nominales de componentes femorales, difiriendo en un incremento común las extensiones de dimensionamiento anterior/posterior de cada par adyacente de la pluralidad de tamaños nominales de componentes femorales.

Breve descripción de los dibujos

Las características y las ventajas de esta divulgación, mencionadas más arriba, y otras, y la manera de lograrlas, resultarán más evidente, y la propia invención será comprendida mejor, por referencia a la siguiente descripción de realizaciones de la invención tomada en conjunto con los dibujos adjuntos, en los que:

- la Fig. 1A es una vista en perspectiva, desde abajo, de un componente femoral según la presente divulgación;
- la Fig. 1B es una vista lateral en sección transversal en alzado del componente femoral mostrado en la Fig. 1A, tomada a lo largo de la línea 1B-1B;
- la Fig. 1C es una vista ampliada de una porción del componente femoral mostrado en la Fig. 1B que ilustra la geometría condílea posterior comparada con un diseño alternativo;
- la Fig. 1D es un gráfico que traza la longitud de arco por grado de barrido angular para porciones de curvas en J femorales laterales correspondientes a más de 90 grados de flexión, siendo los datos ilustrados pertinentes a componentes femorales con conservación del ligamento cruzado de la técnica anterior (enumerándose los dispositivos de la técnica anterior como "predicado") y a componentes femorales con conservación del ligamento cruzado fabricados según la presente divulgación;
- la Fig. 1E es un gráfico que traza la longitud de arco por grado de barrido angular para porciones de curvas en J femorales mediales correspondientes a más de 90 grados de flexión, siendo los datos ilustrados pertinentes a componentes femorales con conservación del ligamento cruzado de la técnica anterior

(enumerándose los dispositivos de la técnica anterior como “predicado”) y a componentes femorales con conservación del ligamento cruzado fabricados según la presente divulgación;

la Fig. 1F es un gráfico que traza la longitud de arco por grado de barrido angular para porciones de curvas en J femorales correspondientes a más de 90 grados de flexión, siendo los datos ilustrados pertinentes a componentes femorales con estabilización posterior de la técnica anterior (enumerándose los dispositivos de la técnica anterior como “predicado”) y a componentes femorales con conservación del ligamento cruzado fabricados según la presente divulgación;

la Fig. 2A es una vista lateral en sección transversal en alzado del componente femoral mostrado en la Fig. 1B, en la que el componente femoral se articula con un componente de soporte tibial fabricado según la presente divulgación;

la Fig. 2B es una vista ampliada de una porción del componente femoral y del componente de soporte tibial mostrados en la Fig. 2A que ilustra un punto de contacto de flexión profunda entre los mismos;

la Fig. 3A es una vista anterior en alzado que ilustra un par de componentes femorales fabricados según la presente divulgación;

la Fig. 3B es una vista sagital en alzado que ilustra el par de componentes femorales de la Fig. 3A;

la Fig. 3C es un gráfico que traza la anchura medial/lateral total de familias de componentes femorales regulares y estrechos fabricados según la presente divulgación;

la Fig. 3D es un gráfico que traza la altura proximal/distal de los rebordes anteriores de las familias de componentes femorales mostrados en la Fig. 3C;

la Fig. 3E es un gráfico que traza la altura proximal/distal de los cóndilos laterales de las familias de componentes femorales mostrados en la Fig. 3C;

la Fig. 3F es un gráfico que traza la altura proximal/distal de los cóndilos mediales de las familias de componentes femorales mostrados en la Fig. 3C;

la Fig. 4 es una vista posterior en sección transversal en alzado del componente femoral mostrado en la Fig. 1B que ilustra el perfil articular coronario de los cóndilos femorales;

la Fig. 5A es una vista posterior en perspectiva de un componente femoral fabricado según la presente divulgación;

la Fig. 5B es una vista lateral en sección transversal en alzado de una porción del componente femoral mostrado en la Fig. 5A;

la Fig. 5C es una vista posterior en sección transversal en alzado del componente femoral mostrado en la Fig. 5A;

la Fig. 6 es una vista proximal en perspectiva de un componente de soporte tibial fabricado según la presente divulgación;

la Fig. 7 es una vista proximal en planta de un componente femoral fabricado según la presente divulgación;

la Fig. 8 es una vista proximal en sección transversal en planta del reborde anterior del componente femoral mostrado en la Fig. 1B, tomada a lo largo de la línea 8-8 mostrada en la Fig. 1B;

la Fig. 9A es una vista en perspectiva del componente femoral mostrado en la Fig. 1B;

la Fig. 9B es una vista parcial ampliada de una porción del componente femoral mostrado en la Fig. 9A;

la Fig. 10A es una vista sagital en sección transversal en alzado de una porción del componente femoral mostrado en la Fig. 9A, tomada a lo largo de la línea 10A-10A de la Fig. 9B;

la Fig. 10B es una vista sagital en sección transversal en alzado del componente femoral mostrado en la Fig. 9A que ilustra el componente femoral implantado en un fémur;

la Fig. 10C es una vista anterior en alzado del fémur mostrado en la Fig. 10B anterior a la implantación del componente femoral;

la Fig. 10D es una vista anterior en alzado del fémur mostrado en la Fig. 10B después de la implantación del componente femoral;

la Fig. 11A es una vista sagital en sección transversal en alzado de un componente femoral fabricado según la presente divulgación, mostrado con un fémur resecado para recibir el componente femoral;

la Fig. 11B es una vista sagital en sección transversal en alzado del componente femoral de la Fig. 11A que ilustra la interacción entre una caja intercondílea del mismo y el fémur después de la implantación;

la Fig. 12A es una vista proximal en perspectiva de un componente femoral fabricado según la presente divulgación;

la Fig. 12B es una vista ampliada de una porción del componente femoral mostrado en la Fig. 12A que ilustra una pared lateral de la caja intercondílea del mismo;

la Fig. 12C es una vista ampliada de una porción del componente femoral mostrado en la Fig. 12A que ilustra una pared lateral de la caja intercondílea del mismo;

la Fig. 12D es una vista proximal en perspectiva de otro componente femoral fabricado según la presente divulgación;

la Fig. 13A es una vista sagital en alzado que ilustra un par de componentes femorales, dimensionados de forma diferente, fabricados según la presente divulgación;

la Fig. 13B es un gráfico que traza las extensiones funcionales anterior/posterior de los componentes femorales dimensionados de forma diferente de la Fig. 13A, en comparación con dispositivos de la técnica anterior;

la Fig. 14A es una vista proximal en perspectiva del componente femoral de la Fig. 1B que ilustra el acceso al mismo por osteótomo; y

la Fig. 14B es una vista proximal en perspectiva del componente femoral mostrado en la Fig. 5A que ilustra el acceso al mismo por osteótomo.

Los caracteres de referencia correspondientes indican partes correspondientes en todas las distintas vistas. Las ejemplificaciones presentadas en la presente memoria ilustran realizaciones ejemplares de la presente invención, y no debe interpretarse que tales ejemplificaciones limiten el ámbito de la invención de ninguna manera.

Descripción detallada

La presente divulgación proporciona un componente femoral para una prótesis de rodilla que contribuye a la conservación de masa ósea sana, a características articulares mejoradas y a un menor impacto en los tejidos blandos de la rodilla.

Para preparar la tibia y el fémur para la recepción de una prótesis articular de rodilla de la presente divulgación, puede usarse cualquier procedimiento o cualquier aparato para la preparación de la articulación de rodilla. Se dan a conocer procedimientos quirúrgicos ejemplares e instrumentos quirúrgicos asociados en "Zimmer LPS-Flex Fixed Bearing Knee, Surgical Technique", "NEXGEN COMPLETE KNEE SOLUTION, Surgical Technique for the CR-Flex Fixed Bearing Knee" y "Zimmer NexGen Complete Knee Solution Extramedullary/Intramedullary Tibial Resector, Surgical Technique" (colectivamente, "técnicas quirúrgicas Zimmer"). Un cirujano proporciona, en primer lugar, un componente protésico consiguiendo un componente apropiado (tal como, por ejemplo, el componente femoral 20) para ser usado en el procedimiento quirúrgico, tal como sacándolo de un *kit* o un recipiente o un receptáculo de almacenamiento del quirófano. A continuación, el cirujano implanta el componente usando procedimientos y aparatos adecuados, tales como los procedimientos y los aparatos descritos en las técnicas quirúrgicas Zimmer.

Según se usa en la presente memoria, "proximal" se refiere a una dirección generalmente hacia el torso de un paciente, y "distal" se refiere a la dirección opuesta de la proximal, es decir, alejándose del torso de un paciente. "Anterior" se refiere a una dirección generalmente hacia la parte delantera de un paciente o una rodilla, y "posterior" se refiere a la dirección opuesta a la anterior, es decir, hacia la parte posterior del paciente o de la rodilla. En el contexto de una prótesis sola, tales direcciones corresponden a la orientación de la prótesis tras la implantación, de modo que una porción proximal de la prótesis es aquella porción que normalmente más cercana al torso del paciente, la porción anterior más cercana a la parte delantera de la rodilla del paciente, etc.

De forma similar, se puede hacer referencia a las prótesis de rodilla según la presente divulgación en el contexto de un sistema de coordenadas que incluye planos transversal, coronario y sagital del componente. Tras la implantación de la prótesis y con un paciente en posición erguida, un plano transversal de la prótesis de rodilla es generalmente paralelo a un plano transversal anatómico; es decir, el plano transversal de la prótesis de rodilla incluye vectores imaginarios que se extienden en las direcciones medial/lateral y anterior/posterior. Sin embargo, se contempla que, en algunos casos, el plano transversal del componente de soporte estará ligeramente inclinado con respecto al plano transversal anatómico, dependiendo, por ejemplo, de la técnica particular de implantación quirúrgica empleada por el cirujano.

De manera similar, los planos coronario y sagital de la prótesis de rodilla también son generalmente paralelos a los planos coronario y sagital anatómicos. Así, un plano coronario de la prótesis incluye vectores que se extienden en las direcciones proximal/distal y medial/lateral, y un plano sagital incluye vectores que se extienden en las direcciones anterior/posterior y proximal/distal. Como con la relación entre los planos transversales de los componentes anatómico y de soporte expuesta más arriba, se aprecia que pueden formarse ángulos pequeños entre los planos sagital y coronario del componente de soporte y los correspondientes planos sagital y coronario anatómicos, dependiendo del procedimiento de implantación quirúrgica.

Como con los planos anatómicos, los planos sagital, coronario y transversal definidos por la prótesis de rodilla son mutuamente perpendiculares entre sí. Para los fines de la presente divulgación, la referencia a los planos sagital, coronario y transversal es con respecto a la presente prótesis de rodilla, a no ser que se especifique algo distinto.

En el contexto del componente femoral en algunas prótesis de rodilla, un plano sagital puede ser un plano que sea equidistante de las paredes intercondíleas que acotan el hueco intercondíleo formado por los cóndilos del componente. Por ejemplo, con referencia a la Fig. 5A, el componente femoral 220 define el hueco o escotadura intercondílea 268 formado entre las paredes intercondíleas lateral y medial 238, 239 (Fig. 5C). En este contexto del componente 220, un plano sagital puede ser el plano que biseca el hueco intercondíleo 268 y es equidistante de las paredes intercondíleas 238, 239.

Cuando el plano sagital presentado más arriba forma la base del sistema de coordenadas de los componentes, un plano coronario se definiría como un plano perpendicular al plano sagital y que se extiende en la misma dirección proximal/distal que el plano sagital. Un plano transversal es el plano perpendicular tanto al plano sagital como al coronario.

En otros casos, puede resultar apropiado definir el plano transversal como el plano perpendicular a uno o ambos de los puntos más distales 30, 32 (Fig. 1B) definidos por los cóndilos lateral y medial 24, 26. En términos generales, los

“puntos más distales” de un componente femoral de una prótesis de rodilla son aquellos puntos que hacen el contacto más distal con el correspondiente componente de soporte tibial o con la superficie articular tibial natural cuando la rodilla está completamente extendida. De forma similar, los “puntos más posteriores” de un componente femoral de una prótesis de rodilla son aquellos puntos que hacen contacto con el correspondiente componente de soporte tibial cuando la rodilla está en una flexión de 90 grados, es decir, cuando los ejes anatómicos femoral y tibial forman un ángulo de 90 grados.

En la realización ilustrativa de la Fig. 1A, los cóndilos lateral y medial 24, 26 definen cada uno superficies de soporte que son convexas tridimensionalmente en los puntos más distales 30, 32. Dicho de otra forma, las superficies articulares lateral y medial de soporte no tienen ninguna porción planaria en los puntos más distales 30, 32. Reconociendo que una superficie convexa tridimensional puede definir únicamente un plano tangente en un punto particular, el plano transversal del componente femoral 20 puede definirse como el plano tangente a uno o ambos de los puntos más distales 30, 32. Para muchos componentes femorales, los planos transversales tangentes a cada uno de los puntos más distales 30, 32 son coplanarios o casi coplanarios, de modo que una selección de cualquiera de los puntos más distales 30, 32 sea adecuada como punto de referencia para la definición del plano transversal del componente.

Cuando el plano transversal anteriormente descrito es la base del sistema de coordenadas de los componentes, puede definirse que un plano coronario es perpendicular al plano transversal y se extiende en la misma dirección medial/lateral que el plano transversal. Alternativamente, puede definirse el plano coronario como un plano tangente a uno o ambos de los puntos más posteriores 34, 36, de forma similar a la tangencia del plano transversal a los puntos más distales 30, 32, según se ha expuesto más arriba. En cualquier caso, el plano sagital puede ser definido entonces como un plano perpendicular a los planos coronario y transversal.

En la práctica, se venden prótesis femorales con un procedimiento quirúrgico particular contemplado para la implantación de componentes. Dependiendo de la geometría particular y del procedimiento quirúrgico acompañante, una persona que tenga un dominio normal en la técnica de las prótesis ortopédicas podrá definir, tras la implantación, los “puntos más distales” de un componente protésico femoral y podrá identificar los planos sagital, coronario y transversal de coordenadas de componentes en función de su relación con los correspondientes planos anatómicos.

Las realizaciones mostradas y descritas en la presente memoria ilustran componentes para una prótesis izquierda de rodilla. Las configuraciones de prótesis derecha e izquierda de rodilla son imágenes especulares la una de la otra en torno a un plano sagital. Así, se apreciará que los aspectos de la prótesis descrita en la presente memoria son igualmente aplicables a la configuración de la rodilla izquierda o de la derecha.

Los diseños protésicos según la presente divulgación puede incluir prótesis con estabilización posterior (EP) y prótesis con limitación de nivel medio (MLC), cada una de las cuales incluye la espina 278 (Fig. 6) en el componente de soporte tibial y la leva femoral 276 (Fig. 5A) en el componente femoral. La espina 278 y la leva 276 están diseñadas para cooperar entre sí para estabilizar el componente femoral 220 con respecto al componente 240 de soporte tibial en lugar de un ligamento cruzado posterior (PCL) resecaado.

Otro diseño contemplado incluye prótesis con “conservación del ligamento cruzado” (CR), tales como las que usan componentes configurados, según se muestra en las Figuras 1A, 2A (mostrados por líneas continuas) y 4. Los diseños de CR omiten la espina 278 del componente de soporte tibial y la leva femoral 276 del componente femoral (por ejemplo, la Fig. 9A), de modo que el componente femoral 20 con conservación del ligamento cruzado defina un espacio intercondíleo entre los cóndilos lateral y medial 24, 26 que esté completamente abierto e ininterrumpido por la leva femoral 276. Los componentes tibiales de CR son generalmente usados en procedimientos quirúrgicos que conservan el PCL.

Otro diseño adicional incluye prótesis “ultracongruentes” (UC), que pueden usar un componente femoral que carece de leva femoral 276, y que puede ser similar o idéntico al componente femoral usado en una prótesis de CR (es decir, el componente femoral 20 mostrado en la Fig. 9A). Como las prótesis de CR, las prótesis UC también omiten la espina 278 (por ejemplo, la realización de línea continua de la Fig. 2A). Sin embargo, las prótesis UC están diseñadas para ser usadas con un paciente cuyo PCL sea resecaado durante la cirugía de artroplastia de rodilla. “Congruencia”, en el contexto de las prótesis de rodilla, se refiere a la similitud de curvatura entre los cóndilos femorales convexos y los compartimentos articulares tibiales correspondientemente cóncavos. Los diseños UC utilizan una congruencia muy grande entre los compartimentos de soporte tibial y los cóndilos femorales para proporcionar estabilidad protésica, en particular con respecto al movimiento relativo anterior/posterior.

A no ser que se especifique algo distinto en la presente memoria, todas las características descritas más abajo pueden ser usadas con cualquier diseño potencial de prótesis. Aunque un diseño particular puede incluir todas las características descritas en la presente memoria, se contempla que algunas prótesis puedan omitir algunos diseños descritos en la presente memoria, según se requiera o se desee para una aplicación particular.

1. Características articulares: Geometría posterior sagital bulbosa

Con referencia a la Fig. 1B, el componente femoral 20 incluye el reborde anterior 22, el cóndilo lateral 24 y, frente a él, el cóndilo medial 26, y clavijas 28 de fijación. Los cóndilos lateral y medial 24, 26 definen superficies articulares que se extienden desde respectivos puntos de contacto lateral y medial 30, 32 más distales (Fig. 4) pasando por respectivos puntos de contacto lateral y medial 34, 36 más posteriores (Fig. 7) y terminan en respectivas áreas de contacto de flexión profunda, según se describe con detalle más abajo. Las superficies articulares tienen forma redondeada y convexa, y están dimensionadas y conformadas para articularse con una superficie articular tibial en todo un intervalo de movimiento desde la extensión plena de la rodilla (es decir, cero grados de flexión) pasando por una flexión media y una flexión profunda. En una realización ejemplar, tales superficies articulares tibiales son superficies con forma de plato, correspondientemente cóncavas, de un componente tibial protésico (por ejemplo, el componente 240 de soporte tibial de la Fig. 6). Sin embargo, se aprecia que, en algunos casos, la superficie articular tibial pueden ser los compartimentos articulares naturales de la tibia de un paciente.

Los puntos 30, 32 de contacto más distales hacen contacto con un componente de soporte tibial de la prótesis de rodilla (tal como el componente 40 de soporte tibial mostrado en la Fig. 2A) cuando la prótesis de rodilla está a cero grados de flexión; es decir, cuando la rodilla está completamente extendida, según se ha hecho notar más arriba. Cuando la rodilla es flexionada a partir de la extensión plena, los puntos de contacto lateral y medial entre el componente femoral 20 y la superficie articular tibial adyacente se desplazan de forma posterior y proximal a un segmento de flexión inicial a lo largo de las curvas en J medial y lateral 27M, 27L (Fig. 1A), atravesando los niveles intermedios de flexión para acabar alcanzando los puntos 34, 36 de contacto más posteriores a 90 grados de flexión. Una flexión adicional convierte tales puntos de contacto adicionalmente de forma proximal, y también de forma anterior (es decir, hacia el reborde anterior 22) en un segmento de flexión profunda de las curvas en J 27M, 27L.

En aras de la conveniencia, la presente exposición se refiere a “puntos” o “líneas” de contacto entre el componente 40 de soporte tibial y el componente femoral 20. Sin embargo, se aprecia, naturalmente, que cada punto o línea potencial de contacto no es verdaderamente un punto ni una línea, sino más bien un área de contacto. Estas áreas de contacto pueden ser relativamente mayores o menores, dependiendo de factores diversos, tales como los materiales protésicos, la cantidad de presión aplicada en la superficie de contacto entre el componente 40 de soporte tibial y el componente femoral 20, y similares. En una realización ejemplar, por ejemplo, el componente 40 de soporte tibial está fabricado de un material polimérico tal como polietileno, mientras que el componente femoral 20 está fabricado de un material metálico tal como cobalto-cromo-molibdeno (CoCrMo).

Se aprecia, además, que algunos de los factores que afectan al tamaño del área de contacto pueden cambiar dinámicamente durante el uso de la prótesis, tal como la cantidad de presión aplicada en la superficie de contacto femoral/tibial durante, por ejemplo, la deambulación, el ascenso de escaleras o el acto de agacharse. Para los fines de la presente exposición, un “punto de contacto” puede interpretarse como el punto en el centro geométrico de acto de contacto. El “centro geométrico”, a su vez, se refiere a la intersección de todas las líneas rectas que dividen un área dada en dos partes de igual momento en torno a cada línea respectiva. Dicho de otra manera, puede decirse que un centro geométrico es la “media” (es decir, la media aritmética) de todos los puntos del área dada. De modo similar una “línea de contacto” es la línea central de contacto que atraviesa un área alargada de contacto y la bisecta.

Tomados desde la perspectiva sagital (Fig. 1B), el reborde anterior 22 y los cóndilos 24, 26 cooperan en la definición de un perfil con una forma general de U del componente femoral 20. La superficie articular del componente femoral 20, junto con la superficie exterior de este perfil en forma de U, define curvas en J medial y lateral 27M, 27L respectivamente (Fig. 1A). Más específicamente, la superficie articular del cóndilo lateral 24 coopera con la superficie articular del reborde anterior 22 para definir la curva en J lateral 27L, que incluye el punto 30 de contacto más distal y el punto 34 de contacto más posterior. De modo similar, la curva en J medial 27M está definida por las superficies articulares del reborde anterior 22 y el cóndilo medial 26, tomada en una sección transversal sagital y que incluye el punto 32 de contacto más distal y el punto 36 de contacto más posterior.

Cuando las curvas en J 27L, 27M definen el perfil articular sagital del componente femoral 20, las curvas coronarias 64L, 64M definen el correspondiente perfil articular coronario. La curva coronaria lateral 64L se extiende en una dirección generalmente medial/lateral, atravesando el punto 30 de contacto más distal lateral perpendicular a la curva en J perpendicular 27L. De modo similar, la curva coronaria medial 64M se extiende generalmente en una dirección medial/lateral, atravesando el punto 32 de contacto más distal medial perpendicular a la curva en J perpendicular 27M. Las superficies articulares de los cóndilos lateral y medial 24, 26 pueden ser definidas o “construidas” por medio de curvas coronarias 64L, 64M de barrido a lo largo de las curvas en J 27L, 27M, respectivamente, para producir superficies articulares tridimensionales convexas generalmente correspondientes con la forma de los cóndilos femorales naturales. Las curvaturas específicas de las curvas coronarias 64L, 64M pueden variar a lo largo de la extensión de las curvas en J 27L, 27M, tal como teniendo un radio generalmente mayor en puntos más distales 30, 32 en comparación con los puntos 34, 36 más posteriores. Se contempla que las curvas coronarias 64L, 64M puedan tener diversas disposiciones geométricas particulares según se requiera o se desee para una aplicación particular.

Las porciones de las curvas en J 27L, 27M que se articulan con los compartimentos articulares lateral y medial 46, 48 (Fig. 6) del componente 40 de soporte tibial se extienden desde aproximadamente los puntos más distales 30, 32,

a través de los puntos 34, 36 de contacto más posteriores y a la porción de las curvas en J 27L, 27M que influye el perfil bulboso 42 mostrado en la Fig. 1C. Dicho de otra manera, las porciones articulares condíleas de las curvas en J 27L, 27M son una colección de puntos de contacto entre los cóndilos femorales 24, 26 y los componentes articulares tibiales 46, 48, respectivamente. La geometría de la curva en J ilustrada en la Fig. 1C es común tanto al cóndilo lateral 24 como al cóndilo medial 26. Sin embargo, en aras de la claridad, tal geometría es descrita en la presente memoria solo con respecto al cóndilo lateral 24.

En la Fig. 1C el cóndilo 24A de un diseño predicado es mostrado esquemáticamente como líneas discontinuas, mientras que el cóndilo 24 del componente femoral 20 es mostrado en líneas continuas. En comparación con el cóndilo 24A, el cóndilo 24 define el perfil bulboso 42 en la porción de la curva en J lateral 27L del cóndilo 24 correspondiente a más de 90 grados de flexión protésica. La curva en J medial 27M del cóndilo medial 26 (mostrado detrás del cóndilo lateral 24 en la Fig. 1B y extendiéndose más proximalmente, según se describe con detalle más abajo) también define una geometría bulbosa similar en la porción de la curva en J 27M correspondiente a una flexión de más de 90 grados. En aras de la sencillez, se describe la geometría condílea bulbosa de los cóndilos 24, 26 únicamente con referencia al cóndilo lateral 24.

Según se ilustra, el perfil bulboso 42 se extiende de forma más posterior y proximal que el correspondiente perfil predicado 42A. Esta geometría bulbosa surge de una reducción en la magnitud media del radio R definido en todo el barrido angular α del perfil 42, de modo que el radio R sea inferior a la correspondiente magnitud media del radio R_A del perfil 42A en todo el barrido angular α_A . Se contempla que puedan definirse uno o más radios en los barridos angulares α , α_A . Las comparaciones de los radios medios, más que los valores individuales de los radios, son apropiadas cuando múltiples radios diferentes cooperan para formar el perfil 42 de la curva en J 27L y/o el correspondiente perfil predicado 42A. Por ejemplo, en ciertas realizaciones ejemplares el componente femoral 20 puede definir un radio medio R de 10 mm, mientras que la magnitud media del radio R_A puede ser de 10,8 mm en un barrido angular similar. Según se describe con detalle más abajo, la disposición bulbosa total resultante del perfil 42 influye ventajosamente en las características articulares del componente femoral 20 en la flexión profunda mientras minimiza la resección ósea.

Los dispositivos de la técnica anterior relevantes para la geometría sagital bulbosa de flexión profunda incluyen los componentes femorales del sistema protésico NexGen CR Flex y los componentes femorales del sistema protésico NexGen LPS Flex, disponibles todos en Zimmer, Inc., de Warsaw, Indiana. El sistema protésico de la técnica anterior Zimmer NexGen CR Flex está representado en "NEXGEN COMPLETE KNEE SOLUTION, Surgical Technique for the CR-Flex Fixed Bearing Knee". El sistema protésico de la técnica anterior Zimmer NexGen LPS Flex está representado en "Zimmer LPS-Flex Fixed Bearing Knee, Surgical Technique".

Según se ha hecho notar más arriba, los radios R barren extensiones angulares α , α_A . Las extensiones angulares α , α_A comienzan en el área del punto más posterior 34, tal como a menos de 10 grados del punto más posterior 34, y terminan en el punto más proximal, o cerca del mismo, de la superficie articular del cóndilo lateral 24. Con referencia a la Fig. 1C, este punto más proximal de la superficie articular está en la intersección entre el final de la curva en J 27L y la superficie posterior 58 de contacto óseo. Se contempla que el perfil terminal 44 pueda estar dispuesto entre el extremo proximal del perfil bulboso 42 y la superficie posterior 58 de contacto óseo (según se muestra en la Fig. 1C). Si se incluye, un perfil terminal 44 es una porción no articular casi plana o de radio muy grande del cóndilo 24 que salva el hueco entre el perfil bulboso 42 y la superficie posterior 58 de contacto óseo. Sin embargo, en una realización ejemplar, los perfiles bulbosos 42 se extienden por completo hasta la superficie posterior 58 de contacto óseo. Además, este componente femoral 20 ejemplar tiene una superficie 58 de contacto óseo sustancialmente planaria que forma un ángulo obtuso 57 con la superficie distal 54 de contacto óseo. La superficie anterior 50 de contacto óseo también diverge proximalmente de la superficie posterior 58 de contacto óseo en la perspectiva sagital, de modo que el componente femoral 20 sea implantable en un fémur distal resecaado en la dirección distal a proximal.

En la realización ilustrada, el término proximal de la extensión angular α (es decir, la porción de flexión más profunda del perfil bulboso 42) corresponde a hasta 170 grados de flexión de la rodilla. Dado que el componente femoral 20 facilita este alto nivel de flexión de la rodilla, se puede denominar al componente 20 un componente de tipo de "flexión elevada", aunque se aprecia que cualquier componente que permita una flexión de al menos 130 grados también sería considerado de "flexión elevada". En realizaciones ejemplares, una prótesis de rodilla de flexión elevada puede permitir un intervalo de flexión de solo 130 grados, 135 grados o 140 grados y de hasta 150 grados, 155 grados o 170 grados, o puede permitir cualquier nivel de flexión dentro de cualquier intervalo definido por cualquiera de los anteriores valores.

Por ejemplo, según se ilustra en las Figuras 2A y 2B, el componente femoral 20 está ilustrado en una orientación de flexión profunda, es decir, una orientación en la que el ángulo θ de flexión entre el eje tibial longitudinal A_T y el eje femoral longitudinal A_F está entre 130 grados y 170 grados. Según se muestra de forma óptima en la Fig. 2B, el perfil bulboso 42 permanece en contacto firme con el compartimento articular lateral 46 del componente 40 de soporte tibial en esta configuración de flexión profunda, estableciendo con ello al componente femoral 20 como un componente que permite la flexión profunda. Según se describe con detalle más abajo, el componente femoral 20

logra esta facilitación de la flexión elevada con un grosor reducido de los cóndilos en comparación con componentes del tipo de flexión elevada de la técnica anterior.

La determinación, dentro del significado de la presente divulgación, de si los perfiles sagitales 42, 42A son relativamente más o menos “bulbosos” puede lograrse mediante una comparación de los radios R, R_A según se ha descrito más arriba. Sin embargo, dado que los barridos angulares α , α_A pueden diferir, una cantidad comparativa adecuada puede ser la cantidad de longitud de arco por grado de barrido angular, denominada “proporción de bulbosidad” en la presente memoria. Una geometría más bulbosa (es decir, una que tenga un radio medio menor) define una longitud de arco menor por grado de barrido en comparación con una geometría comparable menos bulbosa. Es decir, un valor menor de la proporción de bulbosidad corresponde a una geometría sagital más bulbosa en un barrido angular dado. Dada la correspondencia directa entre bulbosidad y radio, un radio medio relativamente menor (es decir, el radio R comparado con el radio R_A , según se muestra en la Fig. 1C) produce una proporción de bulbosidad correspondientemente mayor en un barrido angular comparable.

Pasando ahora a la Fig. 1D, se muestra una comparación de proporciones de bulbosidad definidas por los perfiles 42, 42A en diversos tamaños de prótesis para cóndilos laterales 24 y 24A. Para los fines de las comparaciones de bulbosidad presentadas en la presente memoria, los barridos angulares α , α_A (Fig. 1C) se toman de los puntos más posteriores 34, 36, (es decir, con una flexión de 90 grados) al final de la correspondiente curva en J (es decir, en la intersección entre las curvas en J 27L, 27M, 27A y la superficie posterior 58, 58A de contacto óseo respectivamente).

Según se ilustra en la Fig. 1D, un conjunto de datos en una línea punteada ilustra que los cóndilos laterales de los componentes femorales del sistema protésico de la técnica anterior Zimmer NexGen CR Flex definen una proporción de bulbosidad de entre 0,190 mm/grado (para el tamaño nominal menor) y 0,254 mm/grado (para el tamaño nominal mayor), mientras que el conjunto de datos en una línea discontinua ilustra un subconjunto alternativo de cóndilos laterales dentro del sistema protésico de la técnica anterior Zimmer NexGen CR Flex, que define una proporción de bulbosidad de entre 0,231 mm/grado y 0,246 mm/grado en un intervalo de tamaños. Los componentes femorales fabricados según la presente divulgación define una proporción de bulbosidad de entre 0,177 mm/grado (para el tamaño nominal menor) y 0,219 mm/grado (para el tamaño nominal mayor), teniendo cada tamaño comparable de los presentes componentes una proporción de bulbosidad por debajo del tamaño comparable de los dispositivos de la técnica anterior (no mostrados).

Para los fines de la presente divulgación, la extensión 340 de dimensionamiento anteroposterior (Fig. 13A) puede ser considerada un representante de tamaños nominales del presente componente femoral y de dispositivos de la técnica anterior. La extensión 340 de dimensionamiento anteroposterior también puede ser denominada extensión anterior/posterior “funcional” del componente femoral 20, porque la extensión 340 atraviesa la porción del componente femoral 20 que tiene la máxima relevancia para la articulación tibiofemoral (y excluye las porciones articulares del reborde anterior 22, lo cual es relevante a la articulación rotulianofemoral). En la Fig. 13B se proporciona más información relativa a definiciones enumeradas específicas de tamaños nominales, apareciendo a continuación una presentación de lo cual.

De forma similar a la bulbosidad condílea lateral ilustrada en la Fig. 1D, la Fig. 1E ilustra una comparación de las proporciones de bulbosidad definidas por las porciones de curvas en J mediales 27M correspondientes a más de 90 grados de flexión de la prótesis, mostrada en diversos tamaños de prótesis en comparación con dispositivos de la técnica anterior. Según se ilustra, un conjunto de datos en una línea punteada ilustra que los cóndilos mediales de los componentes femorales del sistema protésico de la técnica anterior Zimmer NexGen CR Flex definen una proporción de bulbosidad de entre 0,185 mm/grado (para el tamaño nominal menor) y 0,252 mm/grado (para el tamaño nominal mayor), mientras que el conjunto de datos en la línea discontinua ilustra el subconjunto alternativo anteriormente mencionado de cóndilos mediales dentro del sistema protésico de la técnica anterior Zimmer NexGen CR Flex que define una proporción de bulbosidad de entre 0,209 mm/grado y 0,259 mm/grado en el mismo intervalo de tamaños representado en la Fig. 1D. Los componentes femorales fabricados según la presente divulgación definen una proporción de bulbosidad de entre 0,172 mm/grado (para el tamaño nominal menor) y 0,219 mm/grado (para el tamaño nominal mayor), teniendo cada tamaño comparable de los presentes componentes una proporción de bulbosidad por debajo del tamaño comparable de los dispositivos de la técnica anterior (no mostrados).

Así, las Figuras 1D y 1E cuantifican la geometría bulbosa para los perfiles 42 de los cóndilos lateral y medial 24, 26 del componente femoral 20 del tipo con conservación del ligamento cruzado. De manera similar, la Fig. 1F cuantifica la correspondiente geometría bulbosa de curva en J para los cóndilos lateral y medial 224, 226 del componente femoral 220 del tipo con estabilización posterior (mostrado, por ejemplo, en la Fig. 2A, que incluye las líneas discontinuas y la Fig. 5A) en comparación con los componentes femorales del sistema protésico de la técnica anterior Zimmer NexGen LPS Flex, descrito más arriba. Según se ilustra, un conjunto de datos en una línea punteada ilustra que los cóndilos medial y lateral de los componentes femorales del sistema protésico de la técnica anterior Zimmer NexGen LPS Flex definen una proporción de bulbosidad de entre 0,209 mm/grado (para el tamaño nominal menor y para el segundo menor) y 0,282 mm/grado (para el segundo tamaño nominal mayor). Los componentes femorales fabricados según la presente divulgación definen una proporción de bulbosidad de entre 0,208 mm/grado (para el tamaño nominal menor) y 0,240 mm/grado (para el tamaño nominal mayor), teniendo cada

tamaño comparable de los presentes componentes una proporción de bulbosidad por debajo del tamaño comparable de los dispositivos de la técnica anterior (no mostrados).

Ventajosamente, la geometría bulbosa anteriormente descrita de los cóndilos 24, 26, 224, 226 facilita un grosor condíleo anterior/posterior T_C reducido en tales cóndilos en comparación con el grosor condíleo anterior/posterior mayor T_A mientras también permite una flexión elevada (es decir, una flexión de al menos 130 grados, según se ha hecho notar más arriba). Para que exista una habilitación de la flexión elevada, el barrido angular α debe ser suficientemente grande, de modo que haya disponible una porción articular de las curvas en J en orientación de flexión profunda. Dicho de otra manera, con referencia al cóndilo lateral 24 mostrado en la Fig. 1C, el perfil 42 de la curva en J 27L debe "hacer el giro" completamente desde la flexión de 90 grados en el punto más posterior 34 pasando por una orientación de flexión profunda a 130 grados o más.

La reducción en el grosor condíleo T_C en comparación con el grosor condíleo T_A de la técnica anterior es facilitada por la geometría bulbosa de la porción de las curvas en J 27L, 27M ocupada por el perfil 42, que, a su vez, fluye de una reducción en el radio medio R en comparación con el radio R_A de la técnica anterior, según se ha expuesto más arriba. Más en particular, estas características geométricas de las porciones de las curvas en J 27L, 27M ocupadas por el perfil 42 permiten a las curvas en J 27L, 27M "hacer el giro" requerido en un espacio anterior/posterior asignado menor. En una realización ejemplar, la longitud de arco relativamente mayor por grado de barrido angular y el menor radio R definido por el perfil bulboso 42 permiten que el barrido angular α de aproximadamente 80 grados desde el punto más posterior 34 de contacto hasta el perfil terminal 44 se complete en un intervalo anterior/posterior más corto, permitiendo con ello que el grosor total T_C del cóndilo 24 se reduzca con respecto al grosor T_A del cóndilo predicado 24A.

Ventajosamente, este grosor condíleo T_C reducido desplaza de forma posterior a la superficie posterior 58 de contacto óseo con respecto a la superficie posterior 58A de contacto óseo predicada, según se ilustra en la Fig. 1C, mientras se conserva la habilitación de la flexión elevada. Así, el componente femoral 20 satisface una necesidad no satisfecha al permitir con seguridad una flexión muy profunda (por ejemplo, entre 130 y 170 grados) mientras que también permite que las porciones posteriores de los cóndilos lateral y medial 24, 26 sean relativamente delgadas, reduciendo con ello la cantidad de hueso que debe ser resecado en comparación con los dispositivos predicados. Por ejemplo, la familia de tamaños de componentes femorales proporcionada por los diseños de la técnica anterior Zimmer CR Flex definen un grosor T_A de entre 8,5 mm y 8,6 para los dos tamaños de prótesis menores y por encima de 11 mm para los restantes tamaños de prótesis mayores. Un diseño alternativo de la técnica anterior Zimmer CR Flex, al que se hace referencia en la presente solicitud como sistema protésico "CR Flex Minus", define un grosor T_A de entre 9,1 mm y 9,6 mm en el intervalo de tamaños de prótesis.

En una realización ejemplar con retención del ligamento cruzado (Figuras 1D y 1E), el perfil bulboso 42 facilita un grosor condíleo T_C de 8 mm para los dos tamaños de prótesis menores y de 9 mm para los restantes tamaños de prótesis, medidas por el grosor máximo de material entre los puntos más posteriores 34, 36 y la superficie posterior 58 de contacto óseo. Este grosor T_C es menor que el grosor T_A para tamaños de prótesis comparables en los dispositivos de flexión elevada de la técnica anterior descritos más arriba.

Así, se conservan hasta 2,3 mm de hueso adyacentes a la superficie posterior 58 de contacto óseo mediante el uso del componente femoral 20 en comparación con prótesis femorales de flexión elevada de la técnica anterior dimensionadas comparablemente. En una realización ejemplar, el espacio anterior/posterior total AP_F (Fig. 1B) entre las superficies anterior y posterior 50, 58 de contacto óseo que corresponde a la extensión anterior/posterior del fémur distal tras la preparación para recibir el componente femoral 20, está entre 33 mm y 56 mm. El valor numérico del espacio anterior/posterior AP_F es relativamente menor o mayor en correspondencia directa con el tamaño del componente 20 dentro de una familia de tamaños de componentes.

En una realización ejemplar con estabilización posterior (Figuras 1F y 5A), el perfil bulboso 42 facilita un grosor condíleo T_C de 9 mm para los dos tamaños menores de prótesis y de 10 mm para los restantes tamaños de prótesis, medidos por el grosor máximo de material entre los puntos más posteriores 34, 36 y la superficie posterior 258 de contacto óseo. Este grosor T_C es menor que el grosor T_A para los tamaños de prótesis comparables en los dispositivos de flexión elevada de la técnica anterior. Por ejemplo, una familia de tamaños de componentes femorales de la técnica anterior del sistema protésico Zimmer NexGen LPS Flex, que es un diseño con estabilización posterior que permite una flexión elevada, define un grosor T_A de entre 10,4 mm y 10,5 para los dos tamaños de prótesis menores y de entre 12,2 mm y 12,4 para los restantes tamaños de prótesis mayores.

Así, se conservan entre 1,4 mm y 2,4 mm del hueso adyacente a la superficie posterior 258 de contacto óseo mediante el uso del componente femoral 220 en comparación con las prótesis femorales de flexión elevada de tamaño comparable de la técnica anterior. En una realización ejemplar, el espacio total anterior/posterior AP_F entre las superficies anterior y posterior 250, 258 de contacto óseo, que corresponde a la extensión anterior/posterior del fémur distal tras la preparación para recibir el componente femoral 220, está entre 33 mm y 56 mm. El valor numérico del espacio anterior/posterior AP_F es relativamente menor o mayor en correspondencia directa al tamaño del componente 220 dentro de una familia de tamaños de componentes.

2. Características articulares: Componentes femorales “estándar” y “estrechos” para cada tamaño de componente

Pasando a la Fig. 3A, se muestra una vista anterior en alzado del componente femoral regular 20 yuxtapuesta contra un correspondiente componente estrecho 120. El componente regular 20 incluye la geometría articular según la presente divulgación y adaptada para un subconjunto particular de pacientes potenciales de artroplastia de rodilla, mientras que el componente estrecho 120 tiene una geometría articular diferente del componente 20 y adaptada para un subconjunto diferente de pacientes. Según se ve de manera óptima en la Fig. 3B, los componentes femorales 20, 120 comparten una geometría sagital común, de modo que el componente 120 esté adaptado para ser montado selectivamente en un fémur que ha sido preparado para aceptar el componente femoral 20. Ventajosamente, esta geometría sagital común permite que un cirujano escoja intraoperatoriamente entre los componentes 20, 120.

Según se muestra en la Fig. 3B, el componente femoral regular 20 tiene cinco superficies de contacto óseo dispuestas frente a las superficies articulares del reborde anterior 22 y los cóndilos lateral y medial 24, 26. Estas cinco superficies de contacto óseo incluyen la superficie anterior 50 que hace contacto con el hueso, la superficie biselada anterior 52, la superficie distal 54 de contacto óseo, la superficie biselada posterior 56, y la superficie posterior 58 de contacto óseo. Las superficies anterior, distal y posterior 50, 54, 58 de contacto óseo están adaptadas para colindar con una superficie resacada de un fémur tras la implantación del componente femoral 20. En una realización ejemplar, las superficies biselada anterior y biselada posterior 52, 56 están dimensionadas y situadas para dejar un pequeño hueco entre las superficies 52, 56 y la respectiva faceta biselada adyacente del fémur resacado tras la implantación, tal como aproximadamente 0,38 mm. Sin embargo, dado que este hueco es pequeño y puede ser rellenado con material de fijación que adhiera las facetas biseladas resacadas a las superficies biseladas 52, 56, las superficies biselada anterior y biselada posterior 52, 56 también son denominadas en la presente memoria superficies “de contacto óseo”.

Según se detalla en las técnicas quirúrgicas Zimmer, un procedimiento quirúrgico para implantar un componente femoral tal como el componente 20 incluye reseca el extremo distal de un fémur para crear cinco facetas correspondientes con las superficies 50, 54, 58 de contacto óseo y los biseles 52, 56. Tolerancias relativamente estrechas entre el extremo distal del fémur y las cinco superficies de contacto óseo del componente femoral 20 garantizan un encaje ajustado.

Se proporciona el componente femoral 20 en una familia o un *kit* de tamaños de componentes diferentes, según se representa gráficamente en las Figuras 3C-3F y se describe con detalle más abajo. La consideración al elegir un componente femoral 20 de tamaño adecuado de entre el conjunto de componentes incluye la cantidad de resección ósea necesaria para acomodar el componente 20, y la capacidad de que las superficies resacadas hagan un contacto a ras de toda el área con las superficies 50, 52, 54, 56, 58 de contacto óseo adyacentes del componente femoral 20 (véase, por ejemplo, la Fig. 11B, que muestra el componente femoral 220 implantado en el fémur F). Para implantar el componente femoral 20, la distancia anterior/posterior definida por las facetas anterior y posterior del fémur resacado debe coincidir con la correspondiente distancia anterior/posterior AP_F (Fig. 1B) entre la superficie anterior 50 de contacto óseo y la superficie posterior 58 de contacto óseo. Un componente femoral 20 del tamaño apropiado proporciona un contacto colindante ajustado entre las cinco superficies de contacto óseo del componente femoral 20 y las facetas distales resacadas, mientras que también resulta en un perfil articular deseado en la prótesis de rodilla.

En interés de conservar tanta masa ósea natural como sea práctico, es deseable maximizar la distancia anterior/posterior AP_F del componente femoral 20 con la condición de que el perfil articular sea aceptable para el cirujano. Sin embargo, no hay dos pacientes que sean exactamente iguales. En algunos casos, por ejemplo, la geometría sagital total de las superficies 50, 54, 58 de contacto óseo y de los biseles 52, 56 puede representar un complemento ideal para el fémur de un paciente particular, pero las características periféricas del componente femoral 20 (descrito con detalle más abajo) pueden no presentar un complemento adecuado para las otras características anatómicas del fémur. La presente divulgación aborda esta eventualidad proporcionando diseños alternativos de componentes femorales que comparten una geometría sagital común, según se ilustra en la Fig. 3B.

Por ejemplo, la altura H_{SF} y la geometría del reborde anterior 22 del componente femoral regular 20 (Figuras 3A, 3B y 3D) pueden resultar en una “proyección” del mismo frente a la faceta anterior asociada del fémur resacado. De forma similar, la anchura medial/lateral ML_S total del componente femoral regular 20 (Figuras 3A y 3C) puede ser demasiado grande, según se indica por la proyección de una o más superficies 50, 52, 54, 56, 58 de contacto óseo más allá del borde medial y/o lateral del fémur del paciente. Otra posibilidad adicional es que las alturas proximal/distal totales H_{SM} , H_{SL} de los cóndilos medial y lateral 26, 24, respectivamente (Figuras 3A, 3B, 3E y 3F), puedan ser demasiado grandes, resultando también potencialmente en la proyección del componente frente a las facetas posteriores resacadas del fémur. En cada uno de estos casos, el componente femoral 20 sería considerado normalmente demasiado grande, resultando posiblemente en el uso de un tamaño menor del componente, con su reducción asociada en la distancia anterior/posterior AP_F (Figuras 1B y 3B).

Además, los presentes solicitantes han descubierto que, para un subconjunto sustancial de candidatos de artroplastia de rodilla, los tamaños “regulares” o estándar de los componentes femorales pueden tener una distancia anterior/posterior AP_F y una disposición espacial apropiadas de las superficies 50, 54, 58 de contacto óseo y de los biseles 52, 56, pero son demasiado grandes con respecto a una o más de las características anteriormente mencionadas de la periferia del componente, y habitualmente de las tres (es decir, la altura H_{SF} y la geometría del reborde anterior 22, la anchura total ML_S y las alturas H_{SM} , H_{SL} de los cóndilos).

Para acomodar una variedad más amplia de geometrías femorales mientras se facilita una conservación máxima de masa ósea sana durante el procedimiento quirúrgico, un sistema protésico según la presente divulgación proporciona un conjunto de componentes femorales “estrechos” 120 que comparten una disposición espacial común de geometría de superficies de contacto óseo con un conjunto correspondiente de componentes femorales 20 (es decir, una distancia anterior/posterior común AP_F y un perfil sagital asociado de facetas resecaadas), pero incluye el reborde anterior 122, el cóndilo lateral 124 y el cóndilo medial 126, que son reducidos estratégicamente.

En la vista anterior en alzado de la Fig. 3A, la periferia del componente femoral estrecho 120 está alineada con la periferia del componente femoral regular 20, de modo que los puntos laterales más distales 30, 130 de contacto y los puntos mediales más distantes 32, 132 de contacto estén superpuestos entre sí. Además, el perfil articular y la geometría de los cóndilos 24, 26 del componente femoral 20, que incluyen las curvas en J medial y lateral 27M, 27L descritas más arriba (Fig. 3B), son sustancialmente idénticos al perfil correspondiente de los cóndilos 124, 126 del componente femoral estrecho 120, con la excepción de la reducción en diversos aspectos periféricos del componente femoral 120 en comparación con el componente 20, según se describe más abajo. Teniendo en cuenta tales reducciones, las superficies articulares del componente femoral 120 están subsumidas por las superficies articulares del componente femoral 20 cuando las superficies articulares de los componentes 20, 120 están superpuestas, según se ilustra en las Figuras 3A y 3B. Así, ambos componentes femorales 20 y 120 pueden ser usados de forma intercambiable con un componente tibial colindante seleccionado, tal como el componente 240 de soporte tibial (Fig. 6).

Sin embargo, el reborde anterior 122 del componente femoral estrecho 120 define una altura total H_{CF} más corta del reborde, según se ilustra en las Figuras 3A, 3B y 3D. En una realización ejemplar, la altura H_{CF} puede reducirse en 1 mm con respecto a la correspondiente altura H_{SF} del reborde anterior 22 del componente femoral regular 20 para cualquier tamaño dado de prótesis. Según se muestra en la Fig. 3D, la altura H_{SF} del componente femoral 20 oscila entre 38 mm y 51 mm, y se hace progresivamente mayor en un intervalo de tamaños de prótesis (partiendo de un tamaño nominal de 3 y terminando en un tamaño nominal de 12). En cambio, la altura H_{CF} del componente femoral 120 oscila entre 35 mm y 47 mm en un intervalo solapado de tamaños de prótesis (partiendo de un tamaño nominal de 1 y terminando en un tamaño nominal de 11). Según se ilustra en las líneas que conectan los puntos de datos de la Fig. 3D, las alturas H_{CF} del reborde anterior de cada tamaño del componente femoral 120 son sistemáticamente menores que las correspondientes alturas H_{SF} del reborde para los correspondientes tamaños del componente femoral 20. Un tamaño nominal común para los componentes femorales 20, 120 denota una disposición espacial sustancialmente idéntica de la geometría de las superficies de contacto óseo, incluyendo una distancia anterior/posterior común AP_F , de modo que pueda implantarse en el mismo fémur resecaado uno cualquiera de un tamaño particular del componente 20, 120.

La altura H_{CM} del cóndilo medial 126 es también más corta que la correspondiente altura H_{SM} del cóndilo medial estándar 26. En una realización ejemplar, la altura H_{CM} puede reducirse en 1 mm con respecto a la correspondiente altura H_{SM} del cóndilo medial 26 del componente femoral regular 20 para cualquier tamaño dado de prótesis. Según se muestra en la Fig. 3F, la altura H_{SM} del cóndilo medial 26 del componente femoral regular 20 oscila entre 24 mm y 33 mm, y se hace progresivamente mayor en un intervalo de tamaños de prótesis (partiendo de un tamaño nominal de 3 y terminando en un tamaño nominal de 12). En cambio, la altura H_{CM} del componente femoral 120 oscila entre 21 mm y 31 mm en un intervalo solapado de tamaños de prótesis (partiendo de un tamaño nominal de 1 y terminando en un tamaño nominal de 11). Según se ilustra en las líneas que conectan los puntos de datos de la Fig. 3F, las alturas H_{CM} del cóndilo medial del componente femoral 120 son sistemáticamente menores que las correspondientes alturas H_{SM} del cóndilo medial del componente femoral 20 en un intervalo de tamaños correspondientes.

De modo similar, la altura H_{CL} del cóndilo lateral 124 es menor que la altura H_{SL} del cóndilo lateral 24. En una realización ejemplar, la altura H_{CL} puede reducirse en 1 mm con respecto a la correspondiente altura H_{SL} del cóndilo lateral 24 del componente femoral regular 20 para cualquier tamaño dado de prótesis. Según se muestra en la Fig. 3E, la altura H_{SL} del cóndilo lateral 24 del componente femoral regular 20 oscila entre 22 mm y 31 mm, y se hace progresivamente mayor en un intervalo de tamaños de prótesis (partiendo de un tamaño nominal de 3 y terminando en un tamaño nominal de 12). En cambio, la altura H_{CL} del cóndilo lateral 124 del componente femoral 120 oscila entre 19 mm y 29 mm en un intervalo solapado de tamaños de prótesis (partiendo de un tamaño nominal de 1 y terminando en un tamaño nominal de 11). Según se ilustra en las líneas que conectan los puntos de datos de la Fig. 3E, las alturas H_{CL} del cóndilo lateral del componente femoral 120 son sistemáticamente menores que las correspondientes alturas H_{SL} del componente femoral 20 en un intervalo de tamaños correspondientes.

Con referencia ahora a la Fig. 3A, la anchura total ML_C del componente femoral estrecho 120 también es sistemáticamente menor que la anchura total ML_S del componente femoral 20 en un intervalo de tamaños de prótesis. En una realización ejemplar, la anchura ML_C puede reducirse en 1 mm con respecto a la correspondiente anchura ML_S del componente femoral regular 20 para cualquier tamaño dado de prótesis. Según se muestra en la Fig. 3C, la anchura ML_S del componente femoral regular 20 oscila entre 62 mm y 78 mm, y se hace progresivamente mayor en un intervalo de tamaños de prótesis (partiendo de un tamaño nominal de 3 y terminando en un tamaño nominal de 12). En cambio, la anchura ML_C del componente femoral 120 oscila entre 55 mm y 70 mm en un intervalo solapado de tamaños de prótesis (partiendo de un tamaño nominal de 1 y terminando en un tamaño nominal de 11). Según se ilustra en las líneas que conectan los puntos de datos de la Fig. 3C, la anchura ML_C del componente femoral 120 es sistemáticamente menor que la correspondiente anchura ML_S del componente femoral 20 en cada tamaño de un intervalo de tamaños correspondientes.

Los cambios anteriormente descritos en las características periféricas del componente femoral 120, en comparación con el componente femoral 20, dejan ventajosamente similar el perfil sagital total de los componentes 20, 120, y con espacios anteriores/posteriores sustancialmente idénticos entre las superficies anteriores 50, 150 de contacto óseo y las superficies posteriores 58, 158 de contacto óseo (incluyendo la distancia AP_F). Sin embargo, se aprecia que el acortamiento del reborde anterior 122 y de los cóndilos posteriores 124, 126 altera el perfil sagital del componente 120, porque tal perfil se “acorta” en su conjunto. Sin embargo, el perfil sagital del componente 120 está subsumido por el correspondiente perfil del componente regular 20 (según se ilustra en la Fig. 3B), de modo que el componente estrecho 120 encaje en el mismo fémur resecado que el componente 20. Ventajosamente, este acortamiento evita la proyección potencial del componente 120 más allá de las porciones resecadas de algunos fémures, según se ha expuesto más arriba.

Además de las diferencias en las características periféricas descritas más arriba, las características articulares del reborde anterior 122 también varían en comparación con el reborde anterior 22 del componente femoral regular 20. Con referencia a la Fig. 3A, el reborde anterior 22 estándar define un ángulo β_S de ahusamiento del reborde, que es el ángulo de ahusamiento definido por las paredes medial y lateral que unen la superficie anterior 50 de contacto óseo con la superficie articular opuesta del reborde 22. En la realización ilustrativa de la Fig. 3A, el ángulo β_S de ahusamiento se mide entre líneas tangentes a puntos a lo largo del perfil delantero redondeado definido por las paredes medial y lateral del reborde anterior 22 en la base de la superficie anterior 50 de contacto óseo (es decir, en lugar en el que la superficie anterior 50 de contacto óseo se encuentra con la superficie biselada anterior 52). Sin embargo, se aprecia que el ángulo β_S de ahusamiento puede definirse en cualquier punto a lo largo de tales bordes redondeados, con la condición de que las líneas tangentes medial y lateral estén trazadas a alturas comunes proximales/distales con fines de comparación entre los componentes femorales 20, 120.

A diferencia del reborde anterior 22 estándar, el reborde anterior 122 estrecho define un ángulo β_C de ahusamiento que es diferente del ángulo β_S de ahusamiento para cualquier tamaño nominal dado de prótesis. Esta disparidad de los ángulos de ahusamiento facilita una disparidad relativamente menor en las alturas totales H_{SF} , H_{CF} de los rebordes anteriores 22, 122 en comparación con la disparidad relativamente mayor en las anchuras totales ML_C , ML_S de los mismos (según se muestra mediante la comparación de las Figuras 3C y 3D y se detalla más arriba). Ventajosamente, este ahusamiento diferente definido por los ángulos β_S , β_C de ahusamiento en los rebordes anteriores 22, 122 acomoda un amplio intervalo de anatomías naturales de los pacientes para pacientes de estatura mayor y menor.

Otra diferencia adicional entre el componente femoral regular 20 y el componente femoral estrecho 120 es el ángulo definido por los surcos rotulianos 60, 160 (también denominado cisura rotuliana) formado en los rebordes anteriores 22, 122, respectivamente. Según se ilustra de forma óptima en la Fig. 8, el reborde anterior 22 define el surco rotuliano 60, que es una concavidad o depresión longitudinal que se extiende a lo largo de la extensión proximal/distal del reborde anterior 22, según se muestra en la Fig. 3A. Una rótula natural o protésica se articula con el surco 60 durante la flexión y la extensión normales de la rodilla. Pasando de nuevo a la Fig. 3A, el recorrido de la porción más profunda de la depresión rotuliana definida por el surco rotuliano 60 está representado por el eje ilustrado de cisura, que está extrapolado proximal y distalmente en aras de la claridad. El eje de cisura del surco rotuliano 60 define un ángulo γ_S con un plano transversal tangente a los puntos más distales 30, 32 de los cóndilos lateral y medial 24, 26. En la realización ilustrada de la Fig. 3A, este plano transversal aparece como una línea imaginaria que conecta los puntos más distales 30, 32 (y que, por lo tanto, también conecta los puntos más distales 130, 132 del componente femoral estrecho 120 superpuesto).

Según se ilustra el ángulo γ_S del surco rotuliano estándar es mayor que el correspondiente ángulo γ_C de surco definido por el surco rotuliano 160 del reborde anterior 122. En una realización ejemplar, el ángulo γ_S del surco rotuliano estándar es de 83 grados, mientras que el ángulo γ_C del surco rotuliano del componente estrecho es de 80 grados.

Se contempla que para cada tamaño de componente femoral regular dentro del intervalo de tamaños disponibles (es decir, para un intervalo de distancias anteriores únicas diferentes AP_F), puede proporcionarse un componente femoral estrecho que incluya las características descritas más arriba. En una realización ejemplar, pueden proporcionarse hasta doce o más tamaños únicos de componentes femorales, incluyendo cada uno de los 12

tamaños componentes femorales 20, 120 tanto regulares como estrechos. Así, un cirujano puede elegir intraoperatoriamente implantar un componente femoral estrecho 120 si se hace evidente que el componente femoral regular 20 es demasiado grande en ciertos aspectos (según se ha descrito más arriba).

5 En la solicitud de patente estadounidense con nº de serie 13/161,624, presentada el 16 de junio de 2011 y titulada FEMORAL PROSTHESIS SYSTEM (expediente de agente nº ZIM0896) se describe una técnica quirúrgica ejemplar y un aparato para elegir intraoperatoriamente entre un componente femoral regular 20 y un componente femoral estrecho 120.

10 Sin embargo, también se contempla que se puedan proporcionar múltiples componentes estrechos correspondientes a cada tamaño de componente estándar. Cada uno de los componentes de la pluralidad de componentes estrechos puede presentar anchuras, alturas y/o disposiciones diferentes del reborde anterior según los principios descritos en lo que antecede.

3. Características articulares: Altura diferencial de los cóndilos

15 Con referencia de nuevo a la Fig. 1C, el cóndilo medial 26 es más alto (es decir, define una extensión proximal/distal mayor) que el cóndilo lateral 24, definiendo una altura diferencial ΔH . En una realización ejemplar, la altura diferencial ΔH puede estar entre 1,1 y 2,3 mm, dependiendo del tamaño de la prótesis. Según se describe con detalle más abajo, una familia o conjunto ejemplar de componentes femorales 20 puede incluir doce tamaño de prótesis, definiendo el tamaño menor un diferencial de altura ΔH de 1,1 mm y definiendo el tamaño mayor un diferencial de altura ΔH de 2,3 mm. Los tamaños intermedios definen diferenciales de altura ΔH intermedios dentro del intervalo anteriormente mencionado.

20 En una realización ejemplar, cada par adyacente de tamaños de prótesis tiene respectivos diferenciales de altura ΔH que varían en 0,1 mm, teniendo los tamaños mayores una varianza proporcionalmente mayor en los diferenciales de altura ΔH . Así, por ejemplo, una prótesis que tenga un tamaño nominal de 1 puede tener un diferencial de altura ΔH de 1,1 mm, mientras que una prótesis que tenga un tamaño nominal de 2 tiene un diferencial de altura ΔH de 1,2 mm.

25 En cambio, los componentes femorales del sistema protésico de la técnica anterior Zimmer NexGen CR Flex tienen cóndilos mediales que son más altos que los cóndilos laterales en entre 1,3 mm y 2,1 mm. Además, las familias de componentes femorales del sistema protésico de la técnica anterior Zimmer NexGen CR Flex tienen una variabilidad en el diferencial de altura de los cóndilos, que no se hacen proporcionalmente mayores a medida que aumentan los tamaños nominales, en vez de tener diferenciales que aumenten con tasas distintas en los intervalo de tamaños.

30 Ventajosamente, proporcionar un cóndilo lateral 24 relativamente más corto permite que tal cóndilo lateral 24 retroceda y rote externamente cuando la prótesis de rodilla está en flexión profunda (Fig. 2A). El cóndilo lateral 24 acortado permite este retroceso y esta rotación en flexión profunda, mientras que evita cualquier pinzamiento potencial entre el cóndilo 24 y las estructuras y/o los tejidos blandos adyacentes. Esta facilitación del retroceso femoral es particularmente efectiva en combinación con las otras características de un componente femoral con conservación del ligamento cruzado, tal como el componente 20, que carece de una leva femoral según describe en la presente memoria.

4. Acomodo de tejidos blandos: Geometría de la leva femoral

35 Pasando ahora a la Fig. 5A, se ilustra un componente femoral 220 con estabilización posterior (EP) que tiene una leva femoral 276. El componente femoral 220 es sustancialmente similar al componente femoral 20 descrito más arriba, correspondiéndose los números de referencia del componente 220 a los números de referencia usados en el 20, salvo con 200 añadido a los mismos. Las estructuras del componente femoral 220 corresponden a estructuras similares denotadas por los números de referencia correspondientes del componente femoral 20, salvo que se haga notar algo diferente.

45 Sin embargo, el componente femoral 220 está adaptado específicamente para ser usado en un procedimiento quirúrgico en el que el ligamento cruzado posterior (PCL) está resecado. Más en particular, el componente femoral 220 incluye la leva femoral 276, que abarca la escotadura intercondílea 268 formada entre los cóndilos lateral y medial 224, 226. La escotadura intercondílea 268 está acotada por sus caras lateral y medial por las paredes condíleas lateral y medial 238, 239 (Fig. 5C), que están orientadas una hacia la otra y cada una se extiende proximalmente desde la superficie distal 254 de contacto óseo. Las paredes condíleas 238, 239 son acoplables con la espina 278 del componente 240 de soporte tibial (Fig. 6) para proporcionar estabilidad medial/lateral al componente femoral 220 desde la extensión plena hasta al menos la flexión media; por lo tanto, en una realización ejemplar, las paredes condíleas 238, 239 son sustancialmente paralelas entre sí, definiendo una anchura medial/lateral total ML_T que permanece constante en la extensión anterior/posterior de la escotadura intercondílea 268.

55 La leva femoral 276 está dimensionada, formada y colocada para articularse con la espina 278 del componente 240 de soporte tibial (Fig. 6) a lo largo de la superficie articular posterior 280 del mismo (según se describe con detalle

más abajo). La espina 278 se extiende proximalmente desde la superficie articular del componente 240 de soporte tibial, y está dispuesta entre los compartimentos articulares lateral y medial 246, 248 del mismo. Se describen detalles adicionales de la espina 278 y su interacción con la leva femoral 276 en: la solicitud provisional de patente estadounidense con n° de serie 61/561,657, presentada el 18 de noviembre de 2011 y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROsthESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912); la solicitud provisional de patente estadounidense con n° de serie 61/577,293, presentada el 19 de diciembre de 2011 y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROsthESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-01); la solicitud provisional de patente estadounidense con n° de serie 61/592,576, presentada el 30 de enero de 2012 y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROsthESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-02); la solicitud provisional de patente estadounidense con n° de serie 61/621,361, presentada el 6 de abril de 2012 y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROsthESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-03); la solicitud provisional de patente estadounidense con n° de serie 61/621,363, presentada el 6 de abril de 2012 y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROsthESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-04); la solicitud provisional de patente estadounidense con n° de serie 61/621,364, presentada el 6 de abril de 2012 y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROsthESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-05); la solicitud provisional de patente estadounidense con n° de serie 61/621,366, presentada el 6 de abril de 2012 y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROsthESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-06); la solicitud de patente estadounidense con n° de serie , presentada en la misma fecha que la presente y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROsthESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-07); la solicitud de patente estadounidense con n° de serie , presentada en la misma fecha que la presente y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROsthESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-08); la solicitud de patente estadounidense con n° de serie , presentada en la misma fecha que la presente y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROsthESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-09); y la solicitud de patente estadounidense con n° de serie , presentada en la misma fecha que la presente y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROsthESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-10).

La leva femoral 276 incluye un área articular central 282 definida por varias superficies cilíndricas tangentes entre sí, siendo todos los ejes longitudinales definidos por tales superficies cilíndricas sustancialmente paralelos entre sí y extendiéndose en una dirección medial/lateral. El área articular central 282 está flanqueada por áreas medial y lateral 284M, 284L de transición que proporcionan una transición redondeada del área articular central cilíndrica a los cóndilos lateral y medial 224, 226, según se muestra en la Fig. 5A y se describe con detalle más abajo.

Más en particular, la Fig. 5B ilustra cuatro curvas 286, 288, 290, 292 de superficies cilíndricas vistas en una sección transversal sagital que biseca la leva femoral 276. Según se describe con detalle más abajo, las curvas 286, 288, 290, 292 son indicativas de superficies cuando se miran desde una perspectiva distinta de la perspectiva sagital de la Fig. 5B. La curva proximal 286 se extiende de forma posterior desde la superficie posterior 258 de contacto óseo, y define un radio R_1 de curvatura relativamente grande. En una realización ejemplar, el radio R_1 puede ser de solo 10 mm o de hasta 11,5 mm, correspondiendo los valores mayores del radio R_1 a tamaños de prótesis mayores dentro de una familia de tamaños diferentes de prótesis.

La curva posterior 288 colinda tangencialmente con la curva proximal 286, creando con ello una transición suave entre las curvas 286, 288. Vista desde la perspectiva sagital de la Fig. 5B, la curva posterior 288 se extiende de forma posterior y distal desde su unión con la curva proximal 286. La curva posterior 288 define el radio R_2 , que es menor que el radio R_1 . En una realización ejemplar, el radio R_2 puede ser de solo 2,5 mm, 6,5 mm o 7 mm y de hasta 8 mm o 12 mm, o puede ser de cualquier tamaño dentro de cualquier intervalo definido por los valores precedentes. De forma similar al radio R_1 expuesto más arriba, los valores mayores del radio R_1 pueden corresponder a tamaños de prótesis mayores dentro de una familia de prótesis.

La curva distal 290 colinda tangencialmente con la curva posterior 288 para crear otra transición suave entre las curvas 288, 290. Vista desde la perspectiva sagital de la Fig. 5B, la curva distal 290 se extiende de forma distal y anterior desde su unión con la curva posterior 288. La curva distal 290 define el radio R_3 , que es menor que el radio R_2 de la curva posterior 288. En una realización ejemplar, el radio R_3 puede estar entre 2 mm y 3 mm en todos los tamaños en la familia de prótesis mencionada anteriormente.

La curva anterior 292 colinda tangencialmente con la curva distal 290 y se extiende de forma anterior y proximal desde la misma, para reincorporarse a la superficie posterior 258 de contacto óseo. La curva anterior 292 define un radio muy grande o es sustancialmente plana. Según se ha hecho notar más arriba, cada una de las curvas 286, 288, 290 define una cara cilíndrica que se extiende de forma medial/lateral, de modo que los centros C_1 , C_2 , C_3 de los radios R_1 , R_2 , R_3 , respectivamente, se encuentran en respectivos ejes cilíndricos longitudinales que se extienden de forma medial/lateral. Dicho de otra manera, las caras cilíndricas y los ejes longitudinales de las curvas 286, 288, 290 se extienden dentro y fuera de la página de la Fig. 5B.

Aunque la disposición de curvas sagitales descrita más arriba utiliza tres curvas articulares para definir el área articular central 282, se contempla que pueda usarse un número cualquiera de curvas mutuamente tangentes. Por ejemplo, en ciertas realizaciones ejemplares, la curva posterior 288 puede ser descompuesta en dos secciones, en las que una porción de curva de transición entre los radios R_1 , R_2 tiene un radio relativamente menor que cualquiera de los radios R_1 , R_2 , proporcionando con ello una transición decisiva desde las características articulares de flexión media proporcionadas por la curva posterior 288 (según se describe más abajo) y las características articulares de flexión profunda de la curva proximal 286 (también descrita más abajo).

Según se ha descrito anteriormente con respecto a la realización ejemplar del componente femoral 220, las superficies articulares definidas por las curvas 286, 288, 290 son mostradas y descritas como cilíndricas y, por lo tanto, son representadas como líneas rectas en la sección transversal coronaria de la Fig. 5C. Sin embargo, se contempla que el área articular central 282 pueda tener una ligera curvatura medial/lateral, de modo que una ligera curvatura convexa resulte en un perfil coronario ligeramente curvado. Además, para los fines de la presente divulgación, una forma geométrica definida por un componente de una prótesis de rodilla (tal como una superficie cilíndrica) se refiere a una forma que tenga las características nominales de esa forma geométrica, apreciándose que las tolerancias de fabricación y las circunstancias del uso *in vivo* pueden causar que tales características nominales se desvíen ligeramente.

Pasando ahora a la Fig. 5C, las superficies cilíndricas que incluyen las curvas 286, 288, 290 definen distintas extensiones mediales/laterales a lo largo de los respectivos ejes longitudinales definidos por las curvas. Según se describe con detalle más abajo, estas distintas extensiones axiales cooperan para acomodar las demandas únicas en el área articular central 282 en el intervalo de la flexión de la prótesis.

La extensión medial/lateral ML_P está definida por la superficie cilíndrica proximal 286, que corresponde a una porción de flexión profunda del área articular central 282, es decir, aquella parte de la leva femoral 276 que hace contacto con la espina 278 durante la flexión profunda del componente femoral 220. En el contexto de las distintas anchuras definidas por el área articular central 282, la extensión medial/lateral ML_P es relativamente pequeña. En una realización ejemplar, la extensión medial/lateral ML_P puede ser de solo 1,5 mm o 3 mm, y puede ser de hasta 3,5 mm o 5 mm, o puede ser cualquier tamaño dentro de cualquier intervalo definido por los anteriores valores. Por ejemplo, en una familia ejemplar de componentes femorales que tienen diferentes tamaños de componentes, la extensión medial/lateral ML_P puede hacerse mayor a medida que aumentan los tamaños de los componentes. En esta familia ejemplar de componentes, la extensión medial/lateral ML_P está entre el 10% y el 25% de la anchura intercondílea total ML_T , que, a su vez, oscila entre 14 mm y 22 mm.

En cambio, la extensión medial/lateral ML_D está definida por la superficie cilíndrica distal 290, que corresponde a una porción de flexión inicial del área articular central 282. La extensión medial/lateral ML_D de la superficie cilíndrica distal 290 es relativamente mayor que la extensión medial/lateral ML_P , y representa la extensión medial/lateral mayor del área articular central 282. En una realización ejemplar, la extensión medial/lateral ML_D puede ser de solo 12 mm, 14,8 mm o 15 mm, y puede ser de hasta 16,1 mm, 19,5 mm o 20 mm, o puede ser cualquier tamaño dentro de cualquier intervalo definido por los valores anteriores. Según se ve de forma óptima en la Fig. 5A, la superficie cilíndrica posterior 288 define una extensión medial/lateral que se expande continuamente que realiza una transición suave desde la extensión medial/lateral proximal más estrecha ML_P a la extensión medial/lateral distal más ancha ML_D . Por ejemplo, en la familia ejemplar de componentes femorales mencionada anteriormente que tiene diferentes tamaños de componentes, la extensión medial/lateral ML_D puede hacerse mayor a medida que aumentan los tamaños de los componentes. En esta familia ejemplar de componentes, la extensión medial/lateral ML_D está entre el 85% y el 95% de la anchura intercondílea total ML_T .

Las áreas lateral y medial 284L, 284M de transición (Fig. 5C) flanquean el área articular central 282 y se extienden de forma lateral y medial para unir el área articular 282 con los cóndilos adyacentes lateral y medial 224, 226, respectivamente. En una realización ejemplar, las áreas medial y lateral 284M, 284L de transición son imágenes especulares la una de la otra en torno a un plano sagital, es decir, el plano de la sección de la Fig. 5B que es paralelo a las paredes condíleas lateral y medial 238, 239 y equidistante de las mismas. Sin embargo, se contempla que puedan emplearse áreas de transición diferentes según se requiera o se desee para una aplicación particular.

Las áreas 284M, 284L de transición definen superficies de transición correspondientes a las respectivas superficies articulares centrales con las que colindan. Por ejemplo, la Fig. 5C ilustra una sección transversal coronaria representativa de la leva femoral 276, en la que se representa la curvatura de las áreas 284M, 284L de transiciones. Superficies convexas lateral y medial de transición que definen el radio coronario R_4 flanquean el término lateral y medial de la superficie articular central proximal 286, formando una tangente con la superficie 286 y extendiéndose de forma medial y lateral hacia cóndilos lateral y medial 224, 226, respectivamente. En una realización ejemplar, el radio R_4 puede ser de solo 6 mm, 6,5 mm o 7 mm, y puede ser de hasta 8 mm o 12 mm, o puede ser cualquier tamaño dentro de cualquier intervalo definido por los valores anteriores. En una familia ejemplar de tamaños de prótesis, los valores mayores para el radio R_4 corresponden a tamaños de prótesis mayores. En todos los tamaños, sin embargo, el radio R_4 representa una porción significativa de la anchura medial/lateral total ML_T . Por ejemplo, el radio R_4 puede ser igual a solo el 40%, el 41% o el 44% de la anchura medial/lateral total ML_T , o puede ser de hasta

el 46% o el 56% de la misma, o puede ser cualquier porcentaje dentro de cualquier intervalo definido por los valores anteriores.

Con referencia aún a la Fig. 5C, la curvatura coronaria de radio amplio y convexa definida por el radio R_4 da paso a una curvatura cóncava más ajustada que tiene un radio R_5 cuando las áreas lateral y medial 284L, 284M de transición se aproximan a la intersección con los cóndilos lateral y medial 224, 226 respectivamente. Esta curvatura cóncava es tangente al radio R_4 y a las superficies adyacentes de los cóndilos 224, 226, formando por ello una transición suave entre los mismos. De forma similar, la porción de las áreas 284L, 284M de transición que une las superficies distal y anterior 290, 292 (Fig. 5B) de la leva femoral 276 a los cóndilos 224, 226 está compuesta únicamente de una curvatura cóncava que tiene un radio R_6 , debido a la anchura sustancial de las superficies 290, 292 (según se ha expuesto más arriba). En una realización ejemplar, tanto el radio R_5 como el radio R_6 son de al menos 1 mm. Según se ha hecho notar más arriba, todos los demás radios definidos por las superficies de la leva femoral 276 son sustancialmente mayores que 1 mm. Así, la leva femoral 276 define un radio mínimo de al menos 1 mm en todas las partes sujetas a articulación con cualquier tejido blando adyacente o con estructuras protésicas (es decir, excluyendo la porción de la superficie posterior 258 de contacto óseo, que solo colinda con la correspondiente faceta del hueso tras la implantación).

Además, generalmente los radios R_5 , R_6 de la transición cóncava no son considerados parte de las superficies "articulares" de la leva femoral 276, porque estas superficies cóncavas no hacen contacto con la espina 278 del componente 240 de soporte tibial (Fig. 6). Más bien, el área articular central 282 y las áreas lateral y medial 284L, 284M de transición forman las superficies articulares potenciales con respecto a la espina 278, y estas áreas se combinan para ocupar una gran proporción de la anchura medial/lateral total ML_T . En una realización ejemplar, la porción general de la anchura medial/lateral total ML_T ocupada por la combinación del área articular central 282 y las porciones convexas de las áreas 284L, 284M de transición es de solo un 80%, un 85% o un 88%, y de hasta un 89% o un 91%, o puede ser cualquier porcentaje dentro de cualquier intervalo definido por los valores anteriores. Así, solo se presentan a los tejidos circundantes y a las estructuras anatómicas las superficies que son convexas y/o cilíndricas en líneas generales, maximizando con ello el contacto del área superficial (y reduciendo la presión del contacto) entre la leva femoral 276 y la espina 278 durante la articulación.

Según se ilustra en las Figuras 5A y 5B, la leva femoral 276 está dispuesta entre los cóndilos lateral y medial 224, 226 cerca de la porción más proximal de los mismos. En uso, la colocación relativa de la leva femoral 276 y la espina tibial 278 resulta en un contacto inicial entre las mismas en la flexión media. Cuando el componente femoral 220 articula con el componente 240 de soporte tibial en el intervalo de flexión, una porción de la curva distal 290 hace contacto inicialmente con la espina 278 a lo largo de la línea 294 de contacto proximal (Fig. 6). En una realización ejemplar, este contacto inicial ocurre a un ángulo θ de flexión de la prótesis (Fig. 2A) entre 75 grados y 93 grados. En esta configuración de flexión media, la rotación externa del componente femoral 220 no ha empezado aún, y la amplia extensión medial/lateral ML_D de la superficie cilíndrica distal 290 está en contacto articular con una extensión medial/lateral comparativamente ancha de la línea 294 de contacto proximal para proporcionar una gran área de contacto y la baja presión de contacto asociada.

A medida que el componente femoral 220 pasa a orientaciones de flexión más profunda (es decir, ángulos θ de flexión mayor, según se muestra en la Fig. 2A), el contacto entre la leva femoral 276 y la superficie articular posterior 280 de la espina 278 se mueve distalmente hacia la línea 296 de contacto distal (Fig. 6). Simultáneamente, el área de contacto en la leva 276 efectúa una transición desde la superficie distal 290, pasando por la superficie posterior 288, y, en último término, hasta la superficie proximal 286 una vez que está en la flexión profunda (por ejemplo, cuando el ángulo θ se aproxima y sobrepasa los 155 grados, según se muestra en la Fig. 2A). En la flexión profunda, el componente femoral 220 también gira externamente, alterando con ello la orientación de las superficies cilíndricas 286, 288, 290 de la leva femoral 276 con respecto a la superficie articular posterior 280 de la espina 278. Para acomodar esta orientación alterada, la superficie articular posterior 280 se ladea o "gira" a medida que la leva 276 se mueve desde la línea 294 de contacto proximal hacia la línea 296 de contacto distal. Así, el grosor anterior/posterior definido por la espina 278 a lo largo de la línea 296 de contacto distal es mayor cerca del compartimento articular lateral 246 en comparación con el correspondiente grosor cerca del compartimento articular medial 248.

Esta configuración de la superficie articular posterior 280 y el cambio concomitante en el grosor son descritos con detalle en: la solicitud provisional de patente estadounidense con nº de serie 61/561,657, presentada el 18 de noviembre de 2011 y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROSTHESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912); la solicitud provisional de patente estadounidense con nº de serie 61/577,293, presentada el 19 de diciembre de 2011 y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROSTHESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-01); la solicitud provisional de patente estadounidense con nº de serie 61/592,576, presentada el 30 de enero de 2012 y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROSTHESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-02); la solicitud provisional de patente estadounidense con nº de serie 61/621,361, presentada el 6 de abril de 2012 y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROSTHESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-03); la solicitud provisional de patente estadounidense con nº de serie 61/621,363, presentada el 6

de abril de 2012 y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROSTHESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-04); la solicitud provisional de patente estadounidense con nº de serie 61/621,364, presentada el 6 de abril de 2012 y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROSTHESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-05); la solicitud provisional de patente estadounidense con nº de serie 61/621,366, presentada el 6 de abril de 2012 y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROSTHESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-06); la solicitud de patente estadounidense con nº de serie , presentada en la misma fecha que la presente y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROSTHESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-07); la solicitud de patente estadounidense con nº de serie , presentada en la misma fecha que la presente y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROSTHESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-08); la solicitud de patente estadounidense con nº de serie , presentada en la misma fecha que la presente y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROSTHESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-09); y la solicitud de patente estadounidense con nº de serie , presentada en la misma fecha que la presente y titulada "TIBIAL BEARING COMPONENT FOR A KNEE PROSTHESIS WITH IMPROVED ARTICULAR CHARACTERISTICS" (expediente de agente ZIM0912-10).

Dado que la rotación externa del componente femoral 220 se inicia en la flexión profunda, el acoplamiento de la superficie articular posterior 280 de la espina 278 se desplaza de la superficie distal 290 a la superficie posterior 288 de la leva 276. Cuando tiene lugar este desplazamiento, las porciones convexas de las áreas 284M, 284L de transición (descritas con detalle más arriba) se mueven a una posición cerca de los bordes medial y lateral de la superficie articular posterior 280. A medida que avanza la flexión (y la rotación externa) del componente femoral 220, el contacto entre la leva femoral 276 y la superficie articular posterior 280 pasa de la superficie posterior 288 a la superficie proximal 286. La superficie proximal 286 define una anchura medial/lateral ML_P menor en comparación con la anchura ML_D de la superficie distal 290 que crea el espacio medial/lateral para las porciones convexas en líneas generales, de gran radio, de las áreas 284M, 284L de transición que flanquean la superficie proximal 286 (Fig. 5A). Estas grandes porciones de las áreas 284M, 284L de transición facilitan el firme contacto entre la superficie proximal 286 relativamente más estrecha cuando el componente femoral 220 gira interna o externamente en la flexión profunda, garantizando con ello que se mantienen una gran área de contacto y, concomitantemente, una presión de contacto baja entre la leva femoral 276 y la espina tibial 278.

Dicho de otra manera, el potencial para la rotación interna/externa del componente femoral 220 aumenta con una flexión crecientemente profunda. Tal rotación interna/externa también hace que el eje longitudinal de la leva femoral 276 rote con respecto a la superficie posterior 280 de la espina tibial 278, desalineando con ello potencialmente una de las superficies cilíndricas 286, 288 con la superficie posterior 280 (dependiendo del grado de flexión). Este desalineamiento es acomodado por el estrechamiento progresivo de la superficie cilíndrica 288 (y la estrecha anchura resultante ML_P de la superficie proximal 286), lo que aumenta concomitantemente la extensión medial/lateral de las áreas 284M, 284L de transición. Las superficies cilíndricas 286, 288 más estrechas presentan un área de contacto menor con la superficie posterior 280 de la espina 278, lo que, a su vez, permite a la leva femoral 276 la libertad de giro requerida para acomodar la rotación interna/externa mientras se mantiene un contacto de áreas entre la superficie cilíndrica de la superficie proximal 286 de la leva femoral y la línea 296 de contacto distal inclinada a lo largo de la superficie posterior 280 de la espina 278.

Ventajosamente, las áreas medial y lateral 284M, 284L de transición proporcionan un espacio o "depresión" que está situado estratégicamente para acomodar los bordes de la espina 278 adyacentes a la superficie articular posterior 280 cuando el componente femoral 220 gira externa y/o internamente. Este acomodo evita cualquier potencial de pinzamiento de la leva 276 sobre la espina 278 en flexión profunda. Al mismo tiempo, los radios R_4 son relativamente grandes, proporcionando con ello una superficie redondeada de forma generalizada, convexa y "cuidadosa de los tejidos blandos" para reducir la presión del contacto en caso de pinzamiento de los tejidos blandos en áreas 284L, 284M de transición. De modo similar, los radios convexos R_5 eliminan cualquier borde afilado en las inmediaciones de la leva femoral 276, minimizando adicionalmente las presiones de contacto potencial causadas por pinzamientos sobre la misma.

En cambio, los componentes femorales predicados utilizan una superficie articular que es cóncava a lo largo de su extensión medial/lateral e incluye radios del área de transición que son sustancialmente inferiores a 1 mm. Un componente femoral tal de la técnica anterior forma parte del sistema protésico NexGen LPS Flex (descrito más arriba).

5. Acomodo de tejidos blandos: Escotadura intercondílea asimétrica

Con referencia a la Fig. 7, para diseños de componentes femorales con conservación del ligamento cruzado (CR), tal como el componente femoral 20, la escotadura intercondílea 68 está acotada lateral y medialmente por la pared lateral interior lateral 76 y la pared lateral interior medial 77, respectivamente. Según se describe con detalle más abajo, las paredes laterales interiores 76, 77 definen orientaciones angulares con respecto al componente femoral 20 que operan protegiendo el ligamento cruzado posterior (PCL) durante la articulación de la prótesis. Según se ha

hecho notar más arriba, el PCL se conserva en el procedimiento quirúrgico que implanta el componente femoral 20 con conservación del ligamento cruzado y los componentes asociados de la prótesis.

Con referencia a la Fig. 7, el componente femoral 20 define el eje bisectriz 80, que divide el componente femoral 20 en mitades medial y lateral. En el contexto del componente 20, el eje bisectriz 80 biseca el término anterior arqueado 82 de la escotadura intercondílea 68, y es perpendicular a un plano coronario posterior definido por la superficie posterior 58 de contacto óseo. Sin embargo, se contempla que el eje bisectriz 80 pueda definirse de varias otras maneras, con la condición de que el eje 80 divida en general un componente femoral fabricado según la presente divulgación en mitades medial y lateral. En el contexto de la anatomía del paciente, el eje bisectriz 80 corresponde a la línea de Whiteside cuando se implanta en un fémur. La línea de Whiteside se define como la línea que une la parte más profunda del surco rotuliano anatómico, anteriormente, y el centro de la escotadura intercondílea anatómica, posteriormente.

La pared lateral interior lateral 76 define el ángulo σ_L con respecto al eje bisectriz 80, mientras que la pared lateral medial 77 define el ángulo σ_M con respecto al eje bisectriz 80. Puede decirse que la escotadura intercondílea 68 es "asimétrica", porque el ángulo σ_M de la pared lateral medial es mayor que al ángulo σ_L de la pared lateral lateral. Ventajosamente, esta disposición angular asimétrica de las paredes laterales 76, 77 de la escotadura intercondílea 68 facilita la rotación externa del componente femoral 20 en flexión profunda (descrita con detalle más arriba) al proporcionar espacio adicional para el ligamento cruzado posterior en el lado medial. Este espacio medial adicional evita el contacto potencial entre el PCL y la pared lateral interior medial 77, que, si no, podría ocurrir cuando girara externamente el componente femoral 20.

6. Acomodo de tejidos blandos: Reborde anterior redondeado

La Fig. 8 ilustra una sección transversal del reborde anterior 22 del componente femoral 20. Según se ilustra en la Fig. 1B, el perfil de la sección transversal de la Fig. 8 se toma en la unión de la superficie anterior 50 de contacto óseo y la superficie biselada anterior 52 (y a través del centro de la cresta gruesa 300, según se describe más abajo). El plano de la sección transversal de la Fig. 8 está tomado generalmente perpendicular a las superficies adyacentes, es decir, de modo que se muestren los espesores mínimos de material. En aras de la simplicidad, las características geométricas del reborde anterior 22 son descritas con referencia a la sección transversal de la Fig. 8, entendiéndose que tales características geométricas también se propagan por el resto del reborde anterior 22.

Según se muestra en la Fig. 8, el reborde anterior 22 incluye la porción condílea lateral 62 y la porción condílea medial 63, con un surco rotuliano cóncavo 60 dispuesto entre las mismas. Según se ha hecho notar más arriba, una rótula natural o protésica se articula con el surco rotuliano cóncavo 60 durante la articulación de la prótesis. Durante tal articulación, las porciones condíleas lateral y medial 62, 63 proporcionan restricciones al movimiento medial y lateral de la rótula. El grado de restricción medial/lateral depende, en parte, de las "alturas de salto" JH_L , JH_M definidas por las porciones condíleas 62, 63. Las alturas de salto JH_L , JH_M , ilustradas en la Fig. 8, representan la cantidad de recorrido anterior, es decir, del recorrido hacia fuera alejándose del surco rotuliano 60, que una rótula tendría que atravesar para que se produjese la subluxación del componente rotuliano a partir de las caras lateral y medial del reborde anterior 22, respectivamente. En el reborde anterior 22, las alturas de salto JH_L , JH_M están dispuestas para prevenir tal subluxación en condiciones operativas normales de la prótesis. En una realización ejemplar, la altura del salto medial JH_M se encuentra entre 3,0 mm y 4,6 mm, y la altura del salto lateral JH_L se encuentra entre 3,5 mm y 5,7 mm. Estos intervalos de los valores de la altura del salto son comparables a los de los componentes femorales de la técnica anterior de las series de prótesis Zimmer NexGen, por ejemplo el sistema protésico NexGen CR Flex y el sistema protésico NexGen LPS Flex.

El reborde anterior 22 define porciones condíleas convexas lateral y medial 62, 63, respectivamente, de gran radio. El borde lateral 98 se extiende desde el pico 62P de la porción condílea lateral convexa 62 hasta el borde lateral de la superficie anterior 50 de contacto óseo. De modo similar, el borde medial 99 se extiende desde el pico 63P de la porción condílea medial convexa 63 hasta el borde medial de la superficie anterior 50 de contacto óseo. Los picos 62P, 63P cooperan con el surco rotuliano 60 para definir la altura del salto lateral JH_L , JH_M , respectivamente, según se ilustra en la Fig. 8. En comparación con los perfiles alternativos del reborde anterior (ilustrados esquemáticamente en la Fig. 8 usando líneas discontinuas), el reborde anterior 22 incluye bordes lateral y medial 98, 99 que definen, respectivamente, radio de curvatura mayores R_7 , R_8 . Estos grandes radios de curvatura R_7 , R_8 presentan ventajosamente una gran superficie convexa que minimiza la presión aplicada a los tejidos blandos adyacentes, tal como el mecanismo del retináculo y el extensor. En una realización ejemplar, el radio R_7 es igual al radio R_8 , estando dimensionado cada uno de los radios R_7 , R_8 a solo 5,0 mm, 5,3 mm o 5,5 mm y siendo de hasta 6,5 mm, 6,8 mm o 7,0 mm, o siendo de cualquier tamaño dentro de cualquier intervalo definido por cualquiera de los valores anteriores.

En algunos casos, los radios definidos por el perfil en corte transversal del surco rotuliano 60 son mayores que los radios R_7 , R_8 , de modo que los radios menores presentados en toda la extensión medial/lateral ML_G de la superficie articular del reborde anterior 22 son los radios R_7 , R_8 . En estos vasos, no se presenta potencialmente ningún radio pequeño a ningún tejido blando adyacente.

Además, estos radios representan una gran proporción de la anchura medial/lateral total ML_G (Fig. 8) del reborde anterior 22 en cualquier sección transversal medial/lateral dada. Por ejemplo, en la sección transversal de la Fig. 8, la anchura ML_G del reborde medial/lateral oscila entre 37 y 53 mm en una familia de tamaños de prótesis, de modo que cada uno de los radios R_7 , R_8 defina entre el 10% y el 16% de la anchura medial/lateral total ML_G del reborde anterior 22.

En cambio, los correspondientes radios definidos por los componentes femorales de la técnica anterior del sistema protésico Zimmer NexGen CR Flex definen radios medial y lateral del reborde (análogos de los radios R_7 , R_8 de la presente prótesis) entre 2,0 mm y 2,6 mm en una gama de siete tamaños nominales de prótesis. Cada uno de estos radios de la técnica anterior define entre el 3,5% y el 5,9% de la anchura medial/lateral total (análoga a la anchura ML_G de la presente prótesis) de los respectivos rebordes anteriores de los componentes femorales de la técnica anterior.

7. Conservación ósea: Grosor uniforme del reborde anterior

La Fig. 9A ilustra que el componente femoral 20 tiene una cresta gruesa 300, que está dispuesta en el lado de contacto óseo del reborde anterior 22 y abarca porciones de la superficie anterior 50 de contacto óseo y de la superficie biselada anterior 52. Según se describe con detalle más abajo, la cresta gruesa 300 define un pico orientado sagitalmente 302, que permite ventajosamente que se mantenga un grosor mínimo T_T (Fig. 8), T_S (Fig. 10A) en el reborde anterior 22 mientras se conserva la capacidad de un cirujano de implantar el componente femoral 20 en un fémur distal con cortes de facetas planarias anterior y biselada anterior.

Pasando a la Fig. 9B, la cresta gruesa 300 incluye la faceta lateral 304 en rampa y la faceta medial 306 en rampa, que ascienden gradualmente la una hacia la otra, encontrándose en el pico 302. En cambio, una cresta gruesa sin pico puede incluir una sola superficie plana (ilustrada esquemáticamente como superficie 300' en la Fig. 8), que se extiende de forma medial/lateral sin ninguna estructura en pico. Vista desde una perspectiva sagital, según se muestra en la Fig. 10A, tal cresta gruesa sin pico seguiría el perfil sagital interior de la superficie anterior 50 de contacto óseo y la superficie biselada anterior 52 (mostrado en líneas discontinuas). En cambio, según se ve de forma óptima en las Figuras 10A y 10B, el pico 302 de la cresta gruesa 300 sobresale hacia el interior desde la superficie 50 de contacto óseo y la superficie biselada anterior 52. En una realización ejemplar, la cantidad de tal saliente hacia el interior puede ser de hasta 1,5 mm para permitir la implantación del componente femoral 20 en un hueso con superficies resecaadas planarias, según se expone más abajo.

Cada una de las superficies 50, 52, 54, 56, 58 de contacto óseo (Fig. 9A) se extiende desde un borde lateral hasta un borde medial del componente femoral 20. La superficie posterior 58 y la superficie biselada posterior 56 están cada una interrumpidas por la escotadura intercondílea 68, de modo que las superficies 56, 58 se extienden cada una desde el borde medial del cóndilo 26 hasta la pared condílea medial 39, y desde el borde lateral del cóndilo lateral 24 hasta la pared condílea lateral 38. Juntas, las superficies 50, 52, 54, 56, 58 de contacto óseo definen el perfil sagital interior del componente femoral 20, que es el perfil según aparece cuando los bordes medial y lateral se superponen mutuamente (es decir, alineados según se ilustra en la Fig. 1B).

Con referencia aún a la Fig. 9A, el componente femoral 20 incluye los rieles lateral y medial 59L, 59M, que rodean el bolsillo encastrado 31 adaptado para recibir cemento óseo, material poroso u otro material de fijación (por ejemplo, el material 33 de fijación, según se muestra en la Fig. 10B) para adherir el componente femoral 20 al fémur distal tras la implantación. Cuando se proporcionan los rieles 59L, 59M, se considera que los rieles 59L, 59M definen la periferia sagital interior del componente femoral 20, no el perfil encastrado del bolsillo 31.

Ventajosamente, la cresta gruesa 300 de pico permite que se mantengan el grosor transversal T_T (Fig. 8) y el grosor sagital T_S (Fig. 10A) por encima de un grosor deseado mínimo al proporcionar material extra siguiendo el recorrido del surco rotuliano 60 (Fig. 8). Los grosores T_T , T_S se miden como la distancia más corta entre la depresión del surco rotuliano 60 (descrita más arriba) y el pico 302, y son iguales cuando se miden entre puntos comunes. El material extra proporcionado por el pico 302 corresponde al perfil de la porción más profunda de la depresión definida por el surco 60. En la realización ejemplar ilustrada en los dibujos, la porción más profunda del surco 60 es también la porción que define una serie de puntos más cercanos a las superficies adyacentes anterior y anterior biselada 50, 52 de contacto óseo (por ejemplo, las Figuras 7 y 8). Así, lo que normalmente sería la porción más delgada del reborde anterior 22 se hace más gruesa por el pico 302. El grosor total mínimo del reborde anterior 22 puede ser de solo 1 mm, 1,1 mm o 1,3 mm, y puede ser de hasta 1,8 mm, 1,9 mm o 2 mm, o puede ser cualquier grosor dentro de cualquier intervalo definido por cualquiera de los valores anteriores. En términos generales, los tamaños mayores de prótesis tienen mayores grosores mínimos. Los grosores T_T , T_S , son al menos tan grandes como el mínimo, o mayores.

Además, según se ilustra en las Figuras 8 y 10A, el grosor total del reborde anterior 22 es también más coherente en la extensión medial/lateral y proximal/distal del reborde anterior 22 que una cresta gruesa que tenga la superficie 300' con un perfil medial/lateral plano. Este grosor coherente permite que el grosor medio total del reborde anterior 22 se reduzca a un valor más cercano al grosor deseado mínimo, en vez de proporcionar el grosor mínimo únicamente cerca del surco rotuliano 60 y un grosor excesivo en el resto del reborde 22. Esta reducción en el grosor medio del reborde permite una resección ósea reducida en la faceta anterior y en el bisel anterior, facilitando con ello

la conservación de masa ósea sana. Además, mantener la uniformidad del grosor en la extensión medial/lateral ML_G facilita la fabricación del componente femoral 20, al permitir una disipación más homogénea y sistemática del calor, tal como después de las operaciones de formación, forjado y mecanizado.

5 La uniformidad del grosor en la sección transversal medial/lateral del reborde anterior 22 puede ser expresada como la desviación máxima de cualquier dimensión dada de grosor como un porcentaje del grosor medio. En una realización ejemplar, esta desviación puede ser de solo el 38%, el 39% o el 44% y de hasta el 55%, el 58% o el 65% del grosor medio, o puede ser cualquier porcentaje del grosor medio dentro de cualquier intervalo definido por cualquiera de los valores anteriores. El intervalo nominal de grosores medios en la gama de tamaños de prótesis está entre 2,2 mm y 3,7 mm. Los grosores anteriormente mencionados tienen en cuenta la presencia del bolsillo encastrado 31, que define la profundidad D_R del encastre entre 1,1 y 1,2 mm.

En cambio, el sistema protésico de la técnica anterior Zimmer NexGen CR Flex incluye componentes femorales que presentan una correspondiente desviación del grosor máximo entre el 35% y el 46%, estando el intervalo nominal de grosores medios en un intervalo de tamaños de prótesis entre 3,4 mm y 4,4 mm.

15 El pico 302 define un borde relativamente afilado a lo largo de su extensión longitudinal (Fig. 9B). En una realización ejemplar, este borde afilado se fabrica como una superficie bordeada, de modo que el borde no defina ningún radio apreciable vista en la sección transversal medial/lateral de la Fig. 8. Dado que el pico 302 sobresale hacia el interior de la superficie 50 de contacto óseo y de la superficie biselada anterior 52 (vista desde la perspectiva sagital de la Fig. 10A), este borde afilado actúa compactando el hueso adyacente de la faceta anterior y de la faceta biselada anterior cuando el componente femoral 20 es implantado en un fémur distal. Se muestra tal compactación en la Fig. 20 10B, en la que se muestra que el pico 302 se extiende a las facetas anterior y biselada anterior del fémur reseca F. Más en particular, con referencia a la Fig. 10C, el fémur F puede ser preparado con la faceta anterior planaria AF y la faceta biselada anterior planaria ACF. Una vez que se implanta el componente femoral 20 en el fémur F, según se muestra en la Fig. 10B, se forma la indentación I, que imita la cresta gruesa, mediante la compactación local del hueso en la faceta AF y en la faceta biselada anterior planaria ACF, alterando con ello la planicidad de las facetas AF, ACF en la región de la indentación I.

En comparación con la superficie plana de la técnica anterior (mostrada esquemáticamente como una superficie 300', mostrada en la Fig. 8 y descrita más arriba), el volumen adicional de hueso desplazado por el borde definido por el pico 302 y la elevación asociada de las facetas lateral y medial 304, 306 es mínimo. En una realización ejemplar, el volumen desplazado puede ser de solo 0,8 mm³, 1,2 mm³ o 1,5 mm³ y de hasta 13,5 mm³, 13,7 mm³ o 30 13,8 mm³, o puede ser cualquier volumen dentro de cualquier intervalo definido por cualquiera de los valores anteriores. Además, la proyección máxima del pico bordeado 302 hacia el interior es de 1,5 mm más allá de la geometría sagital de la superficie anterior 50 de contacto óseo y la superficie biselada anterior 52, según se hizo notar más arriba.

35 Así, el hueso reticular o cortical de las facetas planarias resacadas anterior y anterior biselada se compacta fácilmente tras la implantación del componente femoral 20 para acomodar tal volumen adicional. Un cirujano puede practicar cortes de facetas en el fémur que sean sustancialmente planarios (según se muestra en la Fig. 10C), simplificando con ello el procedimiento quirúrgico. Estos cortes de facetas pueden incluir, por ejemplo, cinco cortes para crear cinco facetas dimensionadas para recibir las superficies anterior, anterior biselada, distal, posterior biselada y posterior 50, 52, 54, 56, 58 de contacto óseo. El componente femoral 20 es proporcionado por el cirujano, que a continuación implanta el componente femoral 20 en el fémur reseca en una dirección de distal a proximal, hasta que la porción 302 con pico de la cresta gruesa 300 comprime por completo el hueso adyacente (según se muestra en la Fig. 10B). Cuando ha ocurrido tal compresión completa, se forma la indentación I (Fig. 10D), de modo que toda la periferia de la cresta gruesa 300 esté en contacto con las facetas adyacentes del hueso.

45 Opcionalmente, para facilitar adicionalmente la compactación ósea para acomodar el pico 302, puede efectuarse una resección adicional del hueso en la intersección de la faceta anterior y la faceta biselada anterior. Por ejemplo, puede practicarse una pequeña osteotomía en las inmediaciones del pico 302 antes de la implantación, tal como con una pequeña hoja de sierra, para que el pico 302 se asiente dentro de la osteotomía tras la implantación. De forma similar, puede practicarse un pequeño orificio en esta zona, tal como con un taladro. Sin embargo, los ensayos realizados por los solicitantes han revelado que no es necesaria ninguna osteotomía de ese tipo, y que el pico 302, la faceta lateral 304 y la faceta medial 306 se asientan todos firmemente y por completo en el hueso cortical y 50 reticular tras la implantación.

Una ventaja adicional conferida por la cresta gruesa 300 con pico es la fijación medial/lateral adicional del componente femoral 20 tras la implantación. Una vez que el pico 302 ha hecho impacto en el hueso colindante, tales facetas ya no son planarias, sino que, en vez de ello, incluyen una depresión con forma de cresta ocupada por el pico 302. Así, las facetas lateral y medial 304, 306 actúan como barreras al traslado medial y lateral del componente femoral 20 y, por ello, confieren estabilidad medial/lateral adicional. Esta estabilidad adicional contribuye a la fijación segura del componente, en particular inicialmente tras la implantación.

Se contempla que el tamaño y la geometría generales de la cresta gruesa 300 puedan ser constantes en múltiples tamaños femorales, o que puedan crecer o menguar a medida que los tamaños femorales aumenten o disminuyan.

En una realización ejemplar, se proporcionan doce tamaños femorales (según se describe con detalle más abajo), incluyendo los diez tamaños mayores una cresta gruesa 300 que tiene un tamaño, una forma y un volumen comunes en los diez tamaños. Para los tamaños menores puede usarse una cresta gruesa 300A de tamaño reducido (Fig. 12A).

5 La extensión medial/lateral total ML_R (Figuras 8 y 9B) y la altura proximal/distal H_R (Figuras 9B y 10A) son calculadas para que sean tan pequeñas como resulte posible mientras se mantiene un grosor deseado mínimo en la totalidad del reborde anterior 22 (según se ha expuesto más arriba). En una realización ejemplar, la altura proximal/distal H_R puede ser de solo 7,4 mm y de hasta 14,5 mm, 14,6 o 15,0 mm, o puede ser cualquier altura dentro de cualquier intervalo definido por cualquiera de los valores anteriores. La extensión medial/lateral ML_R puede ser de solo 12,5
10 mm y de hasta 15,0 mm, 15,1 o 15,5 mm, o puede ser cualquier volumen dentro de cualquier intervalo definido por cualquiera de los valores anteriores. Dentro de estos límites dimensionales, la forma periférica general de la cresta gruesa 300 está diseñada para que siga los contornos del reborde anterior 22, proporcionando ventajosamente agudeza visual entre los mismos.

15 Por ejemplo, los cambios en geometría para el reborde anterior 122 estrecho del componente femoral estrecho 120 resultan en cambios correspondientes a la forma general de la correspondiente cresta gruesa (no mostrada), proporcionando con ello agudeza visual con la forma estrecha del componente 120. Sin embargo, el área de cobertura general y los principios de diseño de la cresta gruesa 300 se aplican a cualquier componente femoral fabricado según la presente divulgación.

20 Ventajosamente, el mantenimiento de la anchura medial lateral ML_R y de la altura proximal/distal H_R en valores mínimos sirve para maximizar el área de la superficie anterior 50 de contacto óseo y de la superficie biselada anterior 52 para el material de fijación, según se describe con detalle más abajo.

8. Conservación ósea: Escotadura intercondílea con paredes laterales inclinadas

25 Las Figuras 11A y 11B ilustran una vista sagital en sección transversal con estabilización posterior del componente femoral 220, tanto antes como después de la implantación del fémur resecado F. La sección transversal de las Figuras 11A y 11B está tomada a lo largo de la superficie exterior (es decir, orientada de forma lateral) de la pared lateral 238 de la escotadura intercondílea 268. Una vista en sección transversal, tomada en un lado orientado de forma medial de la pared medial 239 de la escotadura intercondílea 268, sería una imagen especular de las Figuras 11A y 11B. Según se ilustra, la pared lateral 238 se extiende de manera proximal desde la superficie distal 254 de contacto óseo, definiendo una altura H_{WV} en la dirección proximal/distal (por ejemplo, la dirección perpendicular a la
30 superficie distal 254 de contacto óseo).

Una porción posterior de la pared 238 define bordes proximales (que se extienden a lo largo de la distancia D de las Figuras 11A y 11B) que son sustancialmente paralelos con la superficie distal de contacto óseo desde la perspectiva sagital de la Fig. 11A, mientras que la pared lateral 238 incluye una porción anterior 320 inclinada hacia abajo (es decir, en una dirección distal). En una realización ejemplar, las porciones posterior y anterior definen una extensión anterior/posterior total de entre 35 mm y 54 mm. La porción anterior 320 inclinada hacia abajo se inicia a una distancia D separada de forma anteroposterior de la superficie posterior 258 de contacto óseo, que es de entre 27
35 mm y 48 mm en la realización ejemplar. Tanto la distancia D como la extensión anterior/posterior total aumentan a medida que aumentan los tamaños dentro de una familia de tamaños de prótesis; en tal familia de tamaños de prótesis, la distancia D representa entre el 77% y el 89% de la extensión anterior/posterior total de la pared 238.

40 La distancia D se calcula para proporcionar suficiente altura de la pared proximal/distal en la porción posterior de la escotadura intercondílea 268, de modo que se evite el pinzamiento del fémur F sobre la espina 278 del componente 240 de soporte tibial (Fig. 6) en todo el intervalo de movimiento de la prótesis.

De forma similar, también se calcula el ángulo 322 de la porción inclinada 320, tomado con respecto a un plano transversal (que, en la realización ilustrada, es paralelo a la superficie distal 254 de contacto óseo) para impedir que la espina 278 se extienda proximalmente más allá de las paredes 238, 239 en todo el intervalo de movimiento de la
45 prótesis. En la extensión, la espina 278 se asienta entre las porciones no inclinadas de las paredes 238, 239 ocupadas por la distancia D (Fig. 11A). A medida que avanza la flexión, la punta proximal de la espina 278 avanza hacia la porción inclinada 320 cuando el componente femoral 220 gira con respecto al componente 240 de soporte tibial. El ángulo 322 es calculado para proporcionar espacio encima de la punta proximal de la espina 278 en flexión profunda, mientras que se evita una resección innecesaria del hueso. Dependiendo de la geometría de la espina 278 y de las características articulares particulares de la prótesis, el ángulo 322 puede ser cualquier ángulo agudo mayor que cero pero menor que 90 grados. En una realización ilustrativa de las Figuras 11A y 11B, el ángulo 322 es de 60
50 grados. La situación anterior y la inclinación suave de la porción anterior 320 cooperan para situar el término anterior de la porción inclinada 320 en el bisel anterior 252. Según se muestra en las Figuras 11A y 11B, la porción inclinada 320 termina en el bisel anterior 252.
55

Ventajosamente, la colocación del término de la porción inclinada 320 en una ubicación relativamente anterior, es decir, en el bisel anterior 252, impide que la unión entre las paredes 238, 239 y las superficies adyacentes (252, 254, 256, 258) de contacto óseo interfiera con ninguna porción de la escotadura intercondílea 268. En cambio, una

porción inclinada 320 con un ángulo 322 muy pendiente o vertical haría que la porción inclinada 320 terminara en un área ocupada por la escotadura intercondílea 268, necesitando potencialmente un cambio en la geometría y/o la ubicación de la escotadura intercondílea 268.

5 Ventajosamente, la porción inclinada 320 conserva masa ósea del fémur F dentro del área A en la escotadura intercondílea anatómica, reduciendo con ello la cantidad de hueso que debe ser extirpada tras la implantación del componente femoral 220. En cambio, el perfil sagital anterior 320', que excluye la porción inclinada anterior 320 y se extiende de forma anterior a lo largo del mismo perfil que la parte superior de la pared lateral 238, necesitaría la extirpación del hueso dentro del área A. aunque en las Figuras 11A y 11B se muestra que el fémur F tiene perfiles de resección que siguen el perfil sagital de las paredes intercondíleas 238, 239, se contempla que en ciertos procedimientos ejemplares la porción de la resección ósea correspondiente a la porción inclinada 320 pueda ser extrapolada a la faceta posterior (produciendo con ello una faceta distal sustancialmente planaria).

9. Conservación ósea: Saliente intercondíleo de fijación

15 Para diseños de prótesis femorales con estabilización posterior, por ejemplo los que incluyen una leva femoral que se articula con una espina componente de soporte tibial durante la articulación, las clavijas 28 de fijación (Fig. 1B) pueden ser omitidas a favor de la utilización de paredes lateral y medial 238, 239 de la escotadura intercondílea 268 para la fijación del componente femoral 220 al fémur.

20 Por ejemplo, la Fig. 12A muestra el componente femoral 220 en un tamaño de componente relativamente menor que omite las clavijas de fijación, ofreciendo en su lugar superficies distales ininterrumpidas 254 de contacto óseo. Para fijar el componente 220 al fémur F (Figuras 11A y 11B), función normalmente proporcionada en parte por las clavijas 28, las paredes 238, 239 de la escotadura intercondílea 268 pueden cumplir el doble papel de dispositivo de fijación. Por ejemplo, una estrecha tolerancia entre el saliente central definido por las paredes 238, 239 y el hueso adyacente resacado dentro de la escotadura intercondílea anatómica puede dar como resultado un encaje por fricción entre los mismos, proporcionando con ello una fijación axial del componente 220 al fémur F. En una realización ejemplar, el componente femoral 220 que incluye tal saliente central es implantado en un fémur con un margen nominal de 0,76 mm, y una gama de márgenes entre 0,43 mm y 1,49 mm. Estos márgenes pueden ser proporcionados mediante el uso de una guía de corte debidamente dimensionada para la resección de la escotadura intercondílea anatómica.

30 Ventajosamente, estos márgenes ejemplares permiten que las paredes 238, 239 sean usadas como estructura de fijación axial, según se ha descrito más arriba, mientras mantienen tensiones aceptables en el hueso circundante tras la implantación del componente femoral 220. Además, dado que la escotadura intercondílea natural define de forma natural un vacío anatómico, el uso de las paredes 238, 239 para la fijación permite que se efectúe únicamente una resección mínima de hueso alrededor de la periferia del vacío existente, en vez de la creación de un vacío completamente nuevo dentro de la masa ósea del fémur distal.

35 Con referencia ahora a la Fig. 12B, la pared lateral 238, por ejemplo, puede incluir un bolsillo encastrado 330 para cemento formado en la misma. La pared medial 239 puede incluir un bolsillo encastrado similar (no mostrado), orientado lateralmente, para cemento. Cuando el componente femoral 220 es implantado en el fémur F, puede disponerse cemento óseo o material poroso de fijación en los bolsillos lateral y medial 330 para cemento para su fijación al hueso adyacente resacado dentro de la escotadura intercondílea del fémur para aumentar la fijación del componente femoral 220 en las superficies 250, 254, 258 de contacto óseo y los biseles 252, 256.

40 Por ejemplo, los bolsillos 330, las superficies 250, 254, 258 de contacto óseo y/o los biseles 252, 256 pueden estar recubiertos, al menos parcialmente, de un biomaterial muy poroso para facilitar la firme fijación de los mismos a las superficies resacadas colindantes del fémur distal. Un biomaterial muy poroso es útil como sustituto óseo y como material receptor de células y tejidos. Un biomaterial muy poroso puede tener una porosidad de solo el 55%, el 65% o el 75%, o de hasta el 80%, el 85% o el 90%, o puede tener cualquier porosidad dentro de cualquier intervalo definido por cualquiera de los valores anteriores. Un ejemplo de tal material es producido usando tecnología de Metal Trabecular™, generalmente disponible en Zimmer, Inc., de Warsaw, Indiana. Metal Trabecular™ es una marca comercial de Zimmer, Inc. Tal material puede ser formado a partir de un sustrato alveolar de carbono vítreo reticulado que es infiltrado y recubierto de un metal biocompatible, tal como el tantalio, mediante un proceso de deposición química en fase de vapor ("CVD") dado a conocer en detalle en la patente estadounidense n° 5.282.861, de Kaplan. Además del tantalio, también pueden usarse otros metales tales como el niobio, o aleaciones de tantalio y niobio entre sí o con otros metales.

55 Generalmente, la estructura de tantalio poroso incluye una gran pluralidad de tensores (a veces denominados ligamentos) que definen espacios abiertos entre los mismos, incluyendo generalmente cada tensor un núcleo de carbono recubierto por una película delgada de metal, tal como, por ejemplo, tantalio. Los espacios abiertos entre los tensores forman una matriz de canales continuos que no tienen calles sin salida, de modo que se inhiba el crecimiento de hueso reticular por la estructura de tantalio poroso. El tantalio poroso puede incluir hasta el 75%, el 85% o más de espacio vacío en el mismo. Así, el tantalio poroso es una estructura porosa resistente y ligera que es sustancialmente uniforme y coherente en composición, y se asemeja estrechamente a la estructura del hueso reticular natural, proporcionando con ello una matriz en la que puede crecer el hueso reticular para proporcionar la fijación del implante 10 al hueso del paciente.

La estructura de tantalio poroso puede fabricarse en diversas densidades para personalizar selectivamente la estructura para aplicaciones particulares. En particular, según se expone en la patente estadounidense nº 5.282.861, el tantalio poroso puede fabricarse con casi cualquier porosidad y tamaño de poro deseados, y, así, puede hacérsela coincidir con el hueso natural circundante para proporcionar una matriz mejorada para el recrecimiento y la mineralización del hueso.

Alternativamente, según se muestra en la Fig. 12C, la superficie con orientación lateral de la pared lateral 238 puede incluir una textura superficial 332 para contribuir en la fijación inicial y a largo plazo del componente femoral 220 al hueso. La textura superficial 332 puede incluir moleteado, estriaciones o escamas, o cualquier otra textura adecuada. De forma similar al bolsillo 330 para cemento, la textura superficial 332 también puede ser proporcionada en la superficie orientada de forma medial de la pared medial 239, de modo que la textura superficial 332 colinde con el hueso reseca en la escotadura intercondílea del fémur F cuando se implante el componente femoral 220.

La omisión de las clavijas 28 de fijación y la utilización de las paredes 238, 239 de la escotadura intercondílea 268 son particularmente ventajosas en el contexto de un componente pequeño dimensionado para ser usado con pacientes de pequeña estatura. En estos casos, hay disponible una cantidad limitada del área ósea distal para la fijación del componente femoral 220, lo que puede dejar insuficiente espacio de fijación entre las clavijas 28 de fijación y las paredes 238, 239 de la escotadura intercondílea 268. Al omitir las clavijas 28 de fijación femoral y usar en su lugar las paredes 238, 239 para la fijación, según se ha descrito más arriba, puede conservarse hueso natural adicional para proporcionar una integridad estructural y una robustez mejoradas al fémur distal.

Para pacientes de pequeña estatura, puede reducirse la anchura o hueco medial/lateral entre las paredes lateral y medial 238, 239 de la escotadura intercondílea 268. Esto puede permitir que las paredes 238, 239 tengan un mayor contacto con el hueso cortical en una escotadura intercondílea anatómica relativamente más estrecha típica de fémures distales de poca estatura.

Con referencia ahora a la Fig. 12D, puede proporcionarse un saliente auxiliar 334 opcional de fijación para mejorar adicionalmente la fijación del componente femoral 220 al fémur. El saliente auxiliar 334 se extiende lateralmente desde la cara lateral de la pared lateral 238 y abarca la esquina angular formada por la pared lateral 238 y la porción adyacente de la superficie distal 254 de contacto óseo, formando con ello una estructura semejante a una aleta que sobresale hacia fuera desde la pared 238. también puede extenderse una aleta auxiliar similar (no mostrada) medialmente desde la cara medial de la pared medial 239.

El saliente auxiliar 334 aumenta el área de la superficie de contacto óseo proporcionada por el componente femoral 220, mejorando con ello la resistencia de la fijación del componente 220 al fémur reseca distal. Las superficies del saliente auxiliar 334 pueden ser fijadas al hueso, por ejemplo, por medio de material poroso, cemento óseo o una textura superficial de forma similar a las caras lateral y medial de las paredes 238, 239, según se ha expuesto más arriba.

En uso, se reseca una ranura en la superficie distal reseca del fémur, estando dimensionada y situada la ranura para acomodar el saliente auxiliar 334. Ventajosamente, las ranuras reseca en el fémur son claramente visibles para el cirujano cuando se hace avanzar al componente femoral 220 hacia el fémur tras la implantación final. Si las facetas anterior y distal del fémur (es decir, las superficies reseca creadas para colindar, respectivamente, con las superficies anterior y posterior 250, 258 de contacto óseo) resultan oscurecidas durante la implantación, tal como por los tejidos adyacentes de la rodilla, el cirujano podrá, no obstante, visualizar la debida orientación implantada del componente femoral 220 alineando el saliente auxiliar 334 con la ranura reseca visible en el fémur distal, y verificar luego tal alineamiento mediante información táctil de retorno cuando el componente femoral 220 se asiente en la superficie ósea reseca.

En la realización ilustrada, el saliente auxiliar 324 tiene una forma generalmente triangular y es sustancialmente perpendicular a la pared lateral 238. Sin embargo, se contempla que el saliente auxiliar 334 pueda tener otras formas y/u otras disposiciones espaciales. Por ejemplo, el saliente 334 puede tener esquinas redondeadas, esquinas cuadradas y/o bordes de ataque que sean puntiagudos, redondeados o cuadrados.

10. Conservación ósea: Crecimiento incremental reducido entre tamaños

Con referencia ahora a la Fig. 13A, se ilustra la extensión 340 del dimensionamiento anteroposterior del componente femoral 20. La extensión 340 se mide a partir del punto 342 de intersección entre la superficie anterior 50 de contacto óseo y la superficie distal 54 de contacto óseo, extrapolándose distal y anteriormente las superficies 50, 54 para formar el punto 342 de intersección. El otro extremo de la extensión 340 es los puntos más posteriores 34 y/o 36 de contacto (expuestos con detalle más arriba).

Según se ha hecho notar en la presente memoria, un sistema ejemplar de prótesis de rodilla según la presente divulgación incluye doce tamaños separados de componentes, cada uno de los cuales define una extensión diferente y única 340 de dimensionamiento anteroposterior. Como entre cualquier par adyacente de tamaños (por ejemplo, los tamaños 1 y 2, los tamaños 6 y 7 o los tamaños 11 y 12), se define una diferencia común 344 entre las respectivas extensiones anteroposteriores 340 del par de tamaños, según se muestra en la Fig. 13B. La Fig. 13B

ilustra que la diferencia 344 es de 2 mm en una gama de tamaños de prótesis, mientras que los correspondientes intervalos de tamaños de la técnica anterior tienen diferencias correspondientes que son mayores de 2 mm y no coherentes en la gama de tamaños. En una realización ejemplar, la familia asociada de prótesis femorales puede ser de solo 3 tallas y de hasta 12 tallas. Los dispositivos de la técnica anterior mostrados en la Fig. 13B incluyen diseños con conservación del ligamento cruzado, en particular los componentes femorales del sistema protésico de la técnica anterior Zimmer NexGen CR Flex, presentados más arriba, y los componentes femorales del sistema protésico de la técnica anterior Zimmer NexGen CR, mostrados en la "NexGen Complete Knee Solution, Implant Options, Surgeon-Specific", presentada en la misma fecha que la presente memoria en una declaración de divulgación de información. La Fig. 13B también incluye diseños con estabilización posterior de la técnica anterior, en particular los componentes femorales del sistema protésico de la técnica anterior Zimmer NexGen LPS Flex y los componentes femorales del sistema protésico de la técnica anterior Zimmer NexGen LPS, mostrados en el folleto de productos "Zimmer® NexGen® LPS-Flex Mobile and LPS-Mobile Bearing Knees" y "Zimmer® NexGen® LPS Fixed Knee, Surgical Technique", presentados ambos en la misma fecha que la presente memoria en una declaración de divulgación de información.

Ventajosamente, la medición de la extensión anteroposterior 340 desde el punto 342 de intersección virtual hasta el punto más posterior 34 de contacto establece incrementos de tamaño con independencia de los cambios en el reborde anterior 22 entre tallas. Por ejemplo, según se muestra en la Fig. 13A, el reborde anterior 50A del siguiente componente femoral 20A de mayor tamaño incremental es más largo y más ancho. Por lo tanto, la diferencia 344, diseñada para que sea constante entre respectivos pares adyacentes de tamaños, sería efectuada por esta geometría cambiante del reborde 22A.

Sin embargo, es deseable incluir únicamente el aumento/empequeñecimiento anteroposterior incremental del punto más posterior 34A de contacto al seleccionar incrementos de tamaño, para que un cambio de talla tenga un efecto predecible sobre el equilibrio de la rodilla por parte de los tejidos blandos a media flexión. Así, un aumento incremental de tamaño que tenga definida una diferencia anteroposterior común 344 entre cualquier par respectivo de tallas proporciona un efecto uniforme y sistemático en el equilibrio de los tejidos blandos como entre cualquier par de tallas en toda la gama de tallas. Esto, a su vez, promueve tiempos operativos más cortos y permite que los diseñadores de implantes optimicen el reborde anterior 22 sin que haya un impacto en la coherencia del aumento entre tallas. Además, al proporcionar doce tallas estándar con extensiones anteroposteriores únicas 340, puede lograrse una mayor especificidad entre pacientes que con sistemas alternativos que tengan menos opciones de talla.

En una realización ejemplar, un cirujano puede reseca el fémur de un paciente para que acepte la mayor de una gama de tamaños de prótesis candidatas identificadas por el cirujano (tal como, por ejemplo, mediante formación preoperatoria de imágenes). Después, si el cirujano decide "reducir" a la talla menor siguiente del componente femoral 20, las facetas posterior y posterior biselada de la superficie ósea reseca (es decir, las facetas correspondientes a la superficie biselada posterior 56 y a la superficie posterior 58) pueden ser resacas adicionalmente, extirpando 2 mm de la superficie posterior 58 para corresponderse a la diferencia anteroposterior 344. Para efectuar tal resección adicional, puede usarse una guía de corte configurada de forma apropiada. Alternativamente, el cirujano puede emplear un componente femoral provisional utilizando ranuras de resección debidamente dimensionadas, tal como usando el sistema y el procedimiento dados a conocer en la publicación de solicitud de patente estadounidense con n° de serie 2012/0078263, presentada el 9 de septiembre de 2011 y titulada BONE PRESERVING INTRAOPERATIVE DOWNSIZING SYSTEM FOR ORTHOPAEDIC IMPLANTS (expediente de agente n° ZIM0816-01).

11. Conservación ósea: Área de fijación de contacto óseo revisable

Según se muestra en la Fig. 14A, el componente femoral 20 incluye un bolsillo encastrado 336 formado como parte de las superficies 50, 54 y 58 de contacto óseo y de los biseles 52, 56. El bolsillo encastrado 336 está rodeado por el riel periférico 337, similar a los rieles medial y lateral 59M, 59L mostrados en la Fig. 9A y presentados con detalle más arriba. el bolsillo encastrado 336 es interrumpido por las clavijas 28 de fijación y la cresta gruesa 300. Aparte de las pequeñas áreas ocupadas por el riel 337, las clavijas 28 y la cresta 300, la totalidad de las superficies 50, 54 y 58 de contacto óseo y de los biseles 52 y 56 está disponible para recibir cemento o material poroso de crecimiento intersticial para la fijación del componente femoral 20 a las facetas resacas adyacentes en el fémur distal. En una realización ejemplar, los rieles 59M, 59L están elevados por encima de las superficies del bolsillo encastrado 336 entre 1,1 y 1,2 mm.

Ventajosamente, el bolsillo encastrado 336 es mayor que dispositivos alternativos en hasta un 40%, proporcionando por ello una mayor área de fijación para una fijación más robusta al fémur distal. Más en particular, en una realización ejemplar el componente femoral 20 puede tener un área de fijación total dentro del bolsillo encastrado 336 de solo 2272 mm³ para una prótesis de tamaño pequeño y de hasta 5343 mm³ para una prótesis de tamaño grande, representando entre un 79% y un 88% del área superficial total agregada de las superficies 50, 52, 54, 56, 58 de contacto óseo en todas las tallas de prótesis. Ventajosamente, este intervalo de cobertura del área superficial representa un incremento en cobertura del área superficial de al menos un 14% con respecto a tamaños de prótesis comparables en las prótesis anteriormente mencionadas con conservación del ligamento cruzado de la técnica anterior.

En algunos casos, puede ser necesario efectuar una cirugía de revisión en la que el componente femoral 20 sea retirado del fémur distal y sustituido con un nuevo componente femoral. Para facilitar este proceso, un osteótomo 350 que tiene una cuchilla 352 puede acceder a la totalidad del bolsillo encastrado 336, ya sea desde la periferia exterior a lo largo del riel 337, o a través de la escotadura intercondílea 68 y la porción intercondílea del riel 337.

5 Cuando se maneja la cuchilla 352 en torno a la totalidad del riel 337 de esta manera, todo el cemento óseo o el material poroso de fijación puede ser desprendido del fémur distal por el osteótomo 350. El total desprendimiento del componente femoral 20 del fémur distal previo a la retirada en una cirugía de revisión protege la integridad del hueso restante.

10 Pasando ahora a la Fig. 14B, el componente femoral 220 con estabilización posterior incluye el bolsillo encastrado 338, rodeado por el riel 237, que son generalmente similares al bolsillo encastrado 336 y al riel 337 descritos más arriba. En una realización ejemplar, el riel 237 está elevado por encima de las superficies del bolsillo encastrado 338 entre 1,1 y 1,2 mm. Sin embargo, las paredes intercondíleas lateral y medial 238, 239 de la escotadura intercondílea 268 (descrita más arriba con detalle) que se extienden proximalmente impiden que la cuchilla 352 del osteótomo 350 acceda al espacio de contacto óseo entre las paredes 238, 239 y las clavijas 28 de fijación adyacentes.

15 Para facilitar la cirugía de revisión potencial, el componente femoral 220 incluye unas interrupciones del bolsillo encastrado en forma de unas crestas lateral y medial 346, 348. La cresta lateral 346 colinda directamente con la faceta distal reseçada del fémur F (Fig. 11) cuando el componente femoral 220 es implantado en la misma, impidiendo con ello que el cemento óseo o el material poroso de recrecimiento intersticial habiten el espacio entre la pared lateral 238 y la clavija 28. De forma similar, la cresta medial 348 ocupa el espacio entre la pared medial 239 y la clavija 28, impidiendo también que el cemento óseo o el material poroso de crecimiento intersticial habiten este espacio tras la implantación. En una realización ejemplar, las crestas 346, 348 están elevadas por encima de las superficies circundantes del bolsillo encastrado 338 en la misma cantidad que el riel 337, es decir, entre 1,1 y 1,2 mm.

25 Con referencia aún a la Fig. 14B, las crestas lateral y medial 346,348 definen paredes laterales de cresta dispuestas por entero de forma anterior o posterior de la periferia de las clavijas 28, (es decir, vistas “desde el lateral” en un plano sagital o “desde encima” en un plano transversal). Así, ninguna porción de las paredes laterales de las crestas 346, 348 es inaccesible a la cuchilla 352 del osteótomo 350 cuando la cuchilla 352 entra desde el riel 237 y se desliza en una dirección de medial a lateral o de lateral a medial. En consecuencia, la cuchilla 352 puede alcanzar todas las porciones del bolsillo encastrado 338 por medio del riel 237 que rodea la periferia exterior del componente femoral 220, de forma similar a lo que se ha descrito más arriba. En consecuencia, el componente femoral 220 puede ser desprendido completamente del fémur F antes de su retirada del mismo durante la cirugía de revisión.

30 De forma similar al bolsillo encastrado 336 presentado más arriba, el bolsillo encastrado 338 es también mayor que los dispositivos alternativos en hasta un 40%, proporcionando con ello una mayor área de fijación para una fijación más robusta al fémur distal. Más en particular, en una realización ejemplar el componente femoral 220 puede tener un área total de fijación dentro del bolsillo encastrado 338 de solo 2128 mm³ para una prótesis del menor tamaño y de hasta 4780 mm³ para una prótesis de tamaño grande, representando entre un 77% y un 85% del área superficial total agregada de las superficies 50, 52, 54, 56, 58 de contacto óseo en todas las tallas de prótesis. Ventajosamente, este intervalo de cobertura del área superficial representa un incremento en cobertura del área superficial de al menos un 15% con respecto a tamaños de prótesis comparables en las prótesis anteriormente mencionadas con estabilización posterior de la técnica anterior. Aunque se ha descrito que la divulgación tiene diseños ejemplares, la presente divulgación puede ser modificada adicionalmente dentro del alcance de la presente invención definido por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Una familia de componentes femorales (20, 120, 220) que comprende varios tamaños nominales de componentes femorales, estando adaptado cada componente de dicha familia de componentes femorales para articularse con una superficie articular tibial para formar una prótesis de rodilla, comprendiendo cada componente de dicha familia de componentes femorales:
- 5
- cóndilos medial y lateral (26, 24; 126, 124; 226, 224) conformados para articularse con la superficie articular tibial en un intervalo de movimiento, en el que la extensión plena corresponde a cero grados de flexión de la prótesis de rodilla y una flexión positiva corresponde a una flexión de más de cero grados de la prótesis de rodilla, definiendo dichos cóndilos medial y lateral curvas en J medial y lateral (27M, 27L), comprendiendo dicha curva en J medial:
- 10
- un segmento articular de flexión inicial medial colocado para acoplarse en un compartimento medial de la superficie articular tibial desde dicha extensión plena hasta un grado intermedio de flexión; y un segmento articular (42) de flexión profunda medial colocado para acoplarse en el compartimento medial desde dicho grado intermedio de flexión hasta un grado elevado de flexión, definiendo al menos parte de dicho segmento articular de flexión profunda medial un radio de flexión profunda medial (R) que barre una extensión angular de flexión profunda medial (α) definiendo una longitud de arco de flexión profunda medial, de modo que se defina una proporción de bulbosidad medial como dicha longitud de arco de flexión profunda medial dividida por dicha extensión angular de flexión profunda medial,
- 15
- comprendiendo dicha curva en J lateral:
- 20
- un segmento articular de flexión inicial lateral colocado para acoplarse en un compartimento lateral de la superficie articular tibial desde dicha extensión plena hasta dicho grado intermedio de flexión; y un segmento articular (42) de flexión profunda lateral colocado para acoplarse en el compartimento lateral desde dicho grado intermedio de flexión hasta dicho grado elevado de flexión, definiendo al menos parte de dicho segmento articular de flexión profunda lateral un radio de flexión profunda lateral (R) que barre una extensión angular de flexión profunda lateral (α) definiendo una longitud de arco de flexión profunda lateral, de modo que se defina una proporción de bulbosidad lateral como dicha longitud de arco de flexión profunda lateral dividida por dicha extensión angular de flexión profunda lateral,
- 25
- siendo al menos una de dichas proporciones de bulbosidad medial y lateral igual a hasta 0,22 mm/grado en toda una gama de tamaños nominales de componentes dentro de la familia de componentes femorales, con lo que el segmento articular de flexión profunda de al menos una de las curvas en J medial y lateral define una geometría posterior sagital bulbosa para cada componente de la familia de componentes femorales.
- 30
2. La familia de componentes femorales (20, 120, 220) de la reivindicación 1 en la que al menos una de dichas proporciones de bulbosidad medial y lateral es igual a 0,22 mm/grado para el mayor tamaño nominal de componentes femorales entre dicha pluralidad de tamaños nominales de componentes femorales.
- 35
3. La familia de componentes femorales (20, 120, 220) de la reivindicación 1 en la que al menos una de dichas proporciones de bulbosidad medial y lateral es igual a solo 0,17 mm/grado para el menor tamaño nominal de componentes femorales entre dicha pluralidad de tamaños nominales de componentes femorales.
- 40
4. La familia de componentes femorales (20, 120, 220) de la reivindicación 1 en la que dicha familia de componentes femorales comprende al menos 4 tamaños nominales de componentes.
- 45
5. La familia de componentes femorales (20, 120, 220) de la reivindicación 4 en la que dicha al menos una de dichas proporciones de bulbosidad medial y lateral es igual a solo 0,17 mm/grado para el menor tamaño nominal de componentes femorales entre dicha pluralidad de tamaños nominales de componentes femorales, e igual a hasta 0,22 para el mayor tamaño nominal de componentes femorales entre dicha pluralidad de tamaños nominales de componentes femorales.
6. La familia de componentes femorales (20, 120, 220) de la reivindicación 1 en la que cada componente de dicha familia de componentes femorales comprende un componente femoral (20, 120) del tipo con conservación del ligamento cruzado que carece de leva femoral (276) que abarca una escotadura intercondílea (268) formada entre dichos cóndilos medial y lateral (26, 24; 126, 124; 226, 224).
- 50
7. La familia de componentes femorales (20, 120, 220) de la reivindicación 1 en la que dicha curva en J medial (27M) comprende:
- 55
- un punto medial (32, 132, 232) más distal correspondiente a dicha extensión plena;
- un punto medial (36, 136, 236) más posterior correspondiente a una flexión de 90 grados, estando dispuesto dicho segmento articular de flexión inicial medial de dicha curva en J medial entre dicho punto medial más distal y dicho punto medial más posterior; y

un punto medial más proximal correspondiente a una orientación de flexión profunda superior a 90 grados, estando dispuesto dicho segmento articular (42) de flexión profunda medial de dicha curva en J medial entre dicho punto medial más posterior y dicho punto medial más proximal.

- 5 **8.** La familia de componentes femorales (20, 120, 220) de la reivindicación 7 en la que dicho punto medial más proximal corresponde a una flexión de al menos 130 grados, de modo que cada componente de dicha familia de componentes femorales comprenda un componente femoral de flexión elevada en el que dichos cóndilos medial y lateral (26, 24; 126, 124; 226, 224) estén formados para permitir el intervalo de movimiento igual a al menos 130 grados.
- 10 **9.** La familia de componentes femorales (20, 120, 220) de la reivindicación 1 en la que dicha curva en J lateral (27L) comprende:
 un punto lateral (30, 130, 230) más distal correspondiente a dicha extensión plena;
 un punto lateral (34, 134, 234) más posterior correspondiente a una flexión de 90 grados, estando dispuesto dicho segmento articular de flexión inicial medial de dicha curva en J lateral entre dicho punto lateral más distal y dicho punto lateral más posterior; y
 15 un punto lateral más proximal correspondiente a una orientación de flexión profunda superior a 90 grados, estando dispuesto dicho segmento articular (42) de flexión profunda lateral de dicha curva en J lateral entre dicho punto lateral más posterior y dicho punto lateral más proximal.
- 20 **10.** La familia de componentes femorales (20, 120, 220) de la reivindicación 9 en la que dicho punto lateral más proximal corresponde a una flexión de al menos 130 grados, de modo que cada componente de dicha familia de componentes femorales comprenda un componente femoral de flexión elevada en el que dichos cóndilos medial y lateral (26, 24; 126, 124; 226, 224) estén formados para permitir el intervalo de movimiento igual a al menos 130 grados.
- 25 **11.** Una familia de componentes femorales (20,120, 220) con estabilización posterior que comprende varios tamaños nominales de componentes femorales, estando adaptado cada componente de dicha familia de componentes femorales para articularse con un componente (40, 240) de soporte tibial para formar una prótesis de rodilla, comprendiendo cada componente de dicha familia de componentes femorales:
 30 cóndilos medial y lateral (26, 24; 126, 124; 226, 224) conformados para articularse con el componente de soporte tibial en un intervalo de movimiento, en el que la extensión plena corresponde a cero grados de flexión de la prótesis de rodilla y una flexión positiva corresponde a una flexión de más de cero grados de la prótesis de rodilla, definiendo dichos cóndilos medial y lateral curvas en J medial y lateral (27M, 27L), comprendiendo dichos cóndilos medial y lateral paredes condíleas (38, 39; 138, 139; 238, 239) orientadas hacia el interior que forman un espacio intercondíleo (28, 168, 268) entre las mismas, teniendo dicho espacio intercondíleo una anchura medial/lateral (MLT); y
 35 una leva femoral (276) que abarca dicho espacio intercondíleo para unir dichos cóndilos medial y lateral entre sí, estando dimensionada y colocada dicha leva femoral para acoplarse con una espina (278) del componente de soporte tibial en flexión positiva en al menos una porción del intervalo de movimiento, comprendiendo dicha curva en J medial:
 un segmento articular de flexión inicial medial colocado para acoplarse en un compartimento articular medial (248) del componente de soporte tibial desde dicha extensión plena hasta un grado intermedio de flexión; y
 40 un segmento articular (42) de flexión profunda medial colocado para acoplarse en el compartimento articular medial desde dicho grado intermedio de flexión hasta un grado elevado de flexión, definiendo al menos parte de dicho segmento articular de flexión profunda medial un radio de flexión profunda medial (R) que barre una extensión angular de flexión profunda medial (α) definiendo una longitud de arco de flexión profunda medial, de modo que se defina una proporción de bulbosidad medial como dicha longitud de arco de flexión profunda medial dividida por dicha extensión angular de flexión profunda medial,
 45 comprendiendo dicha curva en J lateral:
 un segmento articular de flexión inicial lateral colocado para acoplarse en un compartimento articular lateral (246) del componente de soporte tibial desde dicha extensión plena hasta dicho grado intermedio de flexión; y
 50 un segmento articular (42) de flexión profunda lateral colocado para acoplarse en el compartimento articular lateral desde dicho grado intermedio de flexión hasta dicho grado elevado de flexión, definiendo al menos parte de dicho segmento articular de flexión profunda lateral un radio de flexión profunda lateral (R) que barre una extensión angular de flexión profunda lateral (α) definiendo una longitud de arco de flexión profunda lateral, de modo que se defina una proporción de bulbosidad lateral como dicha longitud de arco de flexión profunda lateral dividida por dicha extensión angular de flexión profunda lateral,
 55

- 5 siendo al menos una de dichas proporciones de bulbosidad medial y lateral igual a hasta 0,24 mm/grado en toda una gama de al menos tres tamaños nominales de componentes dentro de la familia de componentes femorales, con lo que el segmento articular de flexión profunda de al menos una de las curvas en J medial y lateral define una geometría posterior sagital bulbosa para cada componente de la familia de componentes femorales.
12. La familia de componentes femorales (20, 120, 220) de la reivindicación 11 en la que dicha al menos una de dichas proporciones de bulbosidad medial y lateral es igual a 0,24 mm/grado para el mayor tamaño nominal de componentes femorales entre dicha pluralidad de tamaños nominales de componentes femorales.
- 10 13. La familia de componentes femorales (20, 120, 220) de la reivindicación 11 en la que dicha al menos una de dichas proporciones de bulbosidad medial y lateral es igual a solo 0,21 mm/grado para el menor tamaño nominal de componentes femorales entre dicha pluralidad de tamaños nominales de componentes femorales.
14. La familia de componentes femorales (20, 120, 220) de la reivindicación 11 en la que dicha familia de componentes femorales comprende al menos 4 tamaños nominales de componentes.
- 15 15. La familia de componentes femorales (20, 120, 220) de la reivindicación 14 en la que dicha al menos una de dichas proporciones de bulbosidad medial y lateral es igual a solo 0,21 mm/grado para el menor tamaño nominal de componentes femorales entre dicha pluralidad de tamaños nominales de componentes femorales, e igual a hasta 0,24 para el mayor tamaño nominal de componentes femorales entre dicha pluralidad de tamaños nominales de componentes femorales.
- 20 16. La familia de componentes femorales (20, 120, 220) de la reivindicación 11 en la que dicha curva en J medial (27M) comprende:
- un punto medial (32, 132, 232) más distal correspondiente a dicha extensión plena;
- un punto medial (36, 136, 236) más posterior correspondiente a una flexión de 90 grados, estando dispuesto dicho segmento articular de flexión inicial medial de dicha curva en J medial entre dicho punto medial más distal y dicho punto medial más posterior; y
- 25 un punto medial más proximal correspondiente a una orientación de flexión profunda superior a 90 grados, estando dispuesto dicho segmento articular (42) de flexión profunda medial de dicha curva en J medial entre dicho punto medial más posterior y dicho punto medial más proximal.
- 30 17. La familia de componentes femorales (20, 120, 220) de la reivindicación 16 en la que dicho punto medial más proximal corresponde a una flexión de al menos 130 grados, de modo que cada componente de dicha familia de componentes femorales comprenda un componente femoral de flexión elevada en el que dichos cóndilos medial y lateral (26, 24; 126, 124; 226, 224) estén formados para permitir el intervalo de movimiento igual a al menos 130 grados.
- 35 18. La familia de componentes femorales (20, 120, 220) de la reivindicación 11 en la que dicha curva en J lateral (27L) comprende:
- un punto lateral (30, 130, 230) más distal correspondiente a dicha extensión plena;
- un punto lateral (34, 134, 234) más posterior correspondiente a una flexión de 90 grados, estando dispuesto dicho segmento articular de flexión inicial medial de dicha curva en J lateral entre dicho punto lateral más distal y dicho punto lateral más posterior; y
- 40 un punto lateral más proximal correspondiente a una orientación de flexión profunda superior a 90 grados, estando dispuesto dicho segmento articular (42) de flexión profunda lateral de dicha curva en J lateral entre dicho punto lateral más posterior y dicho punto lateral más proximal.
- 45 19. La familia de componentes femorales (20, 120, 220) de la reivindicación 18 en la que dicho punto lateral más proximal corresponde a una flexión de al menos 130 grados, de modo que cada componente de dicha familia de componentes femorales comprenda un componente femoral de flexión elevada en el que dichos cóndilos medial y lateral (26, 24; 126, 124; 226, 224) estén formados para permitir el intervalo de movimiento igual a al menos 130 grados.

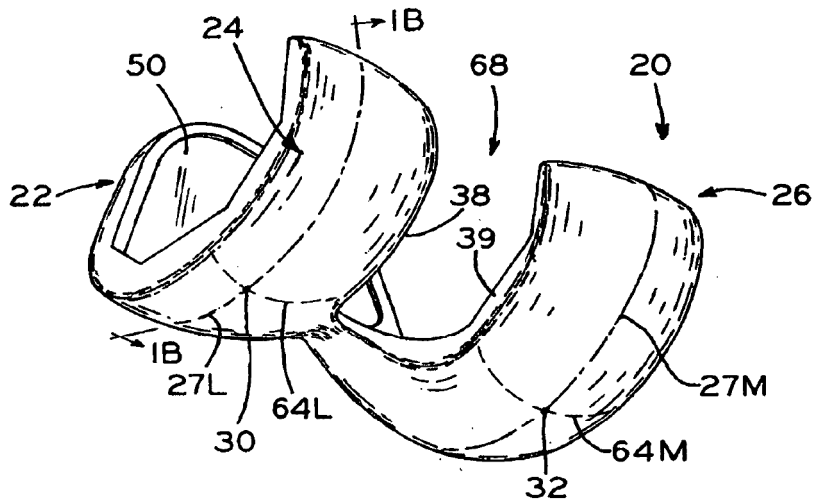
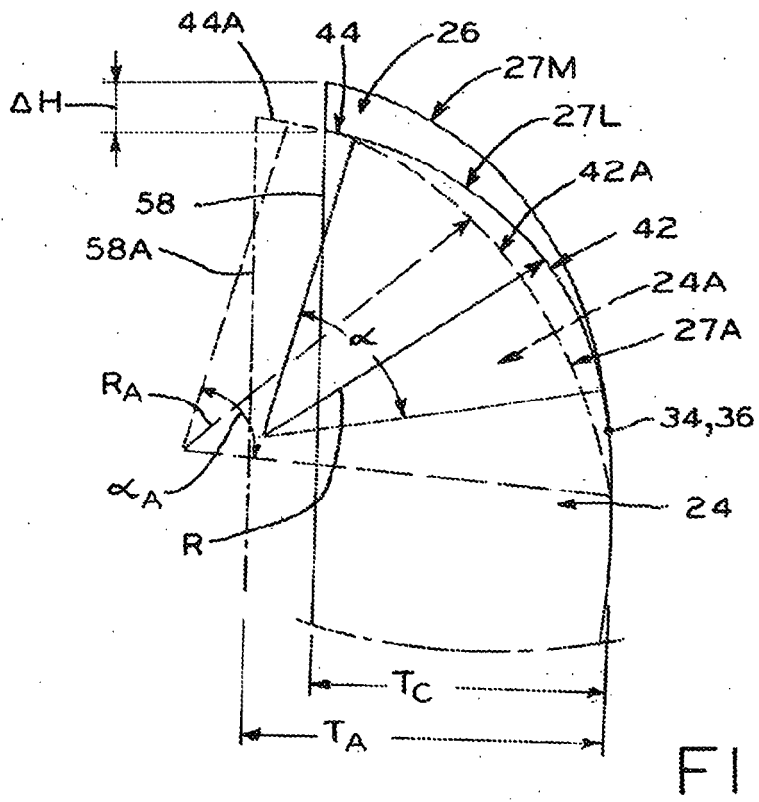
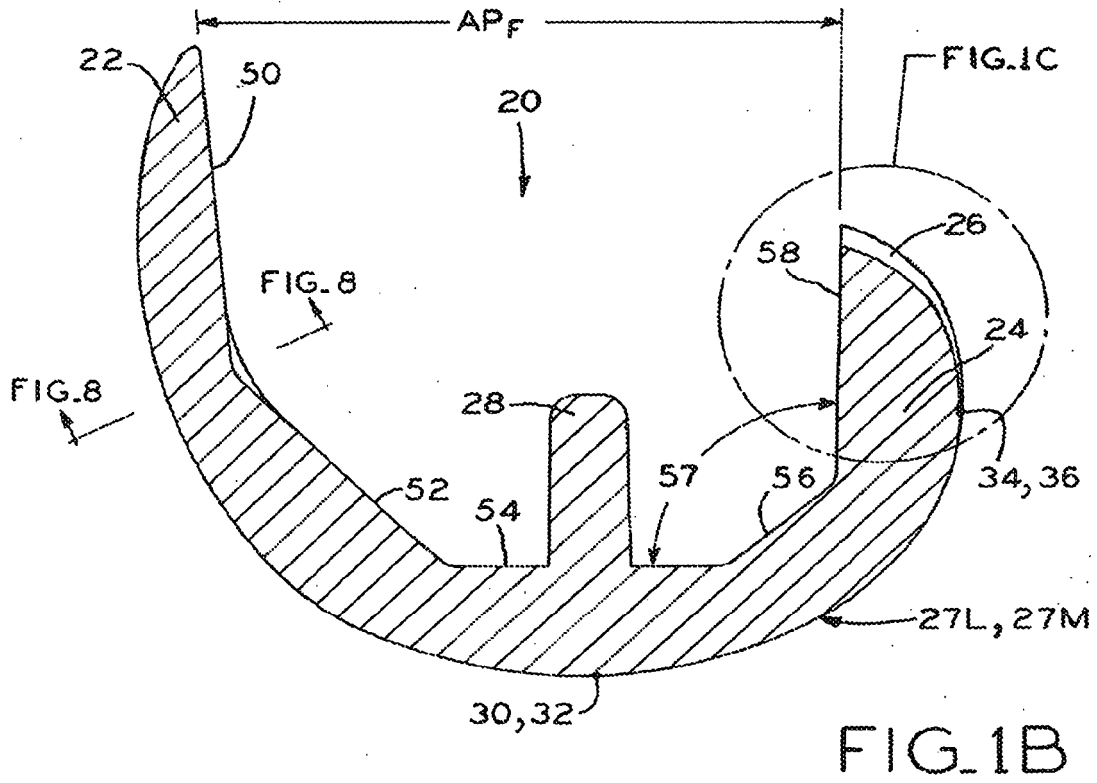


FIG. 1A



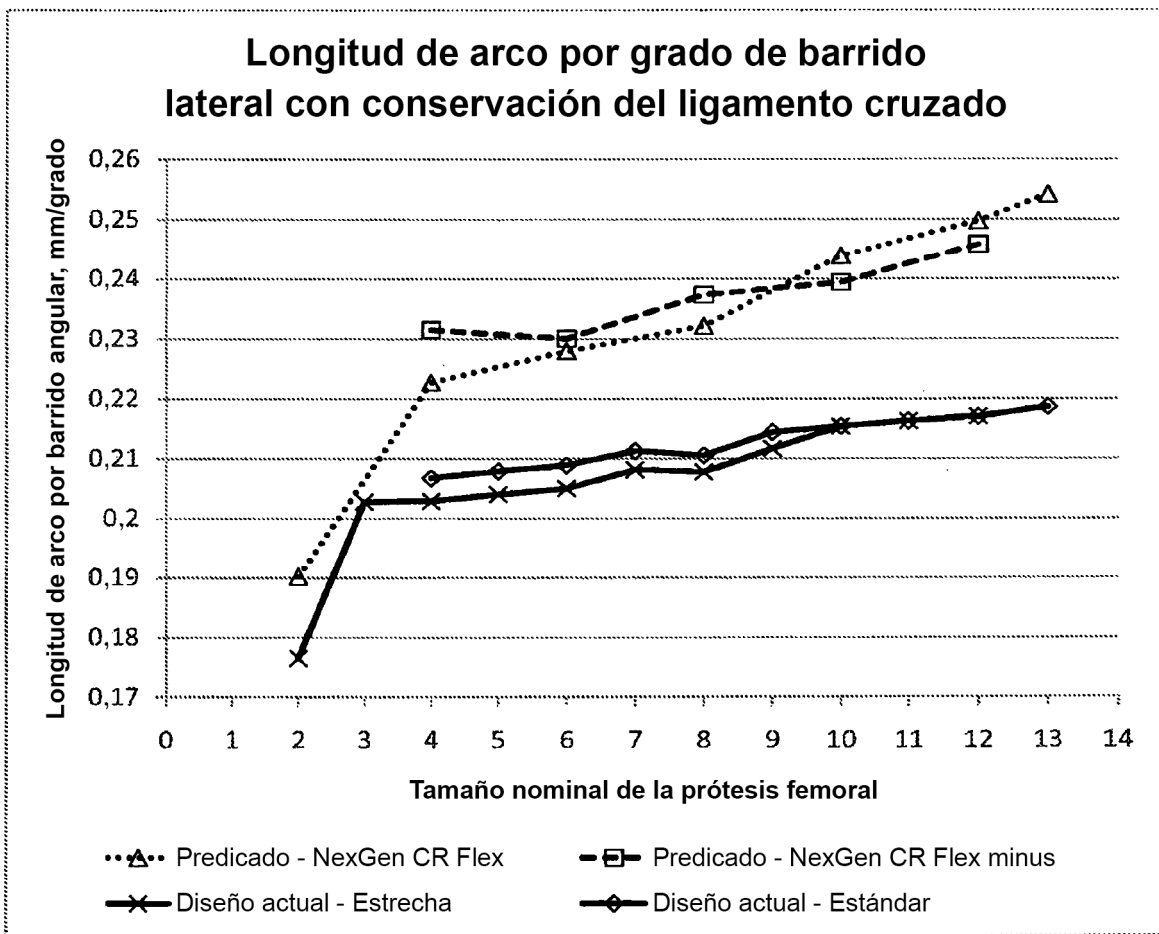


FIG. 1D

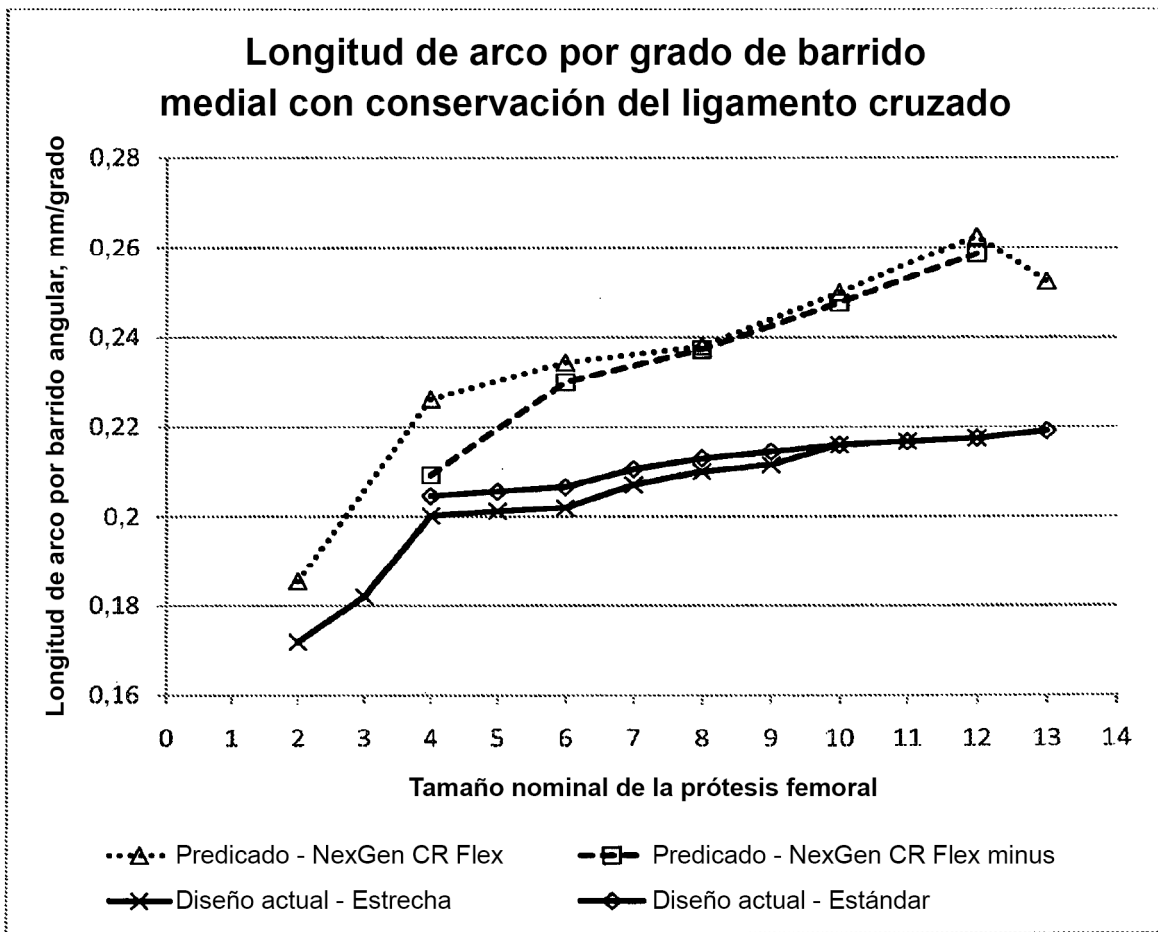


FIG. 1E

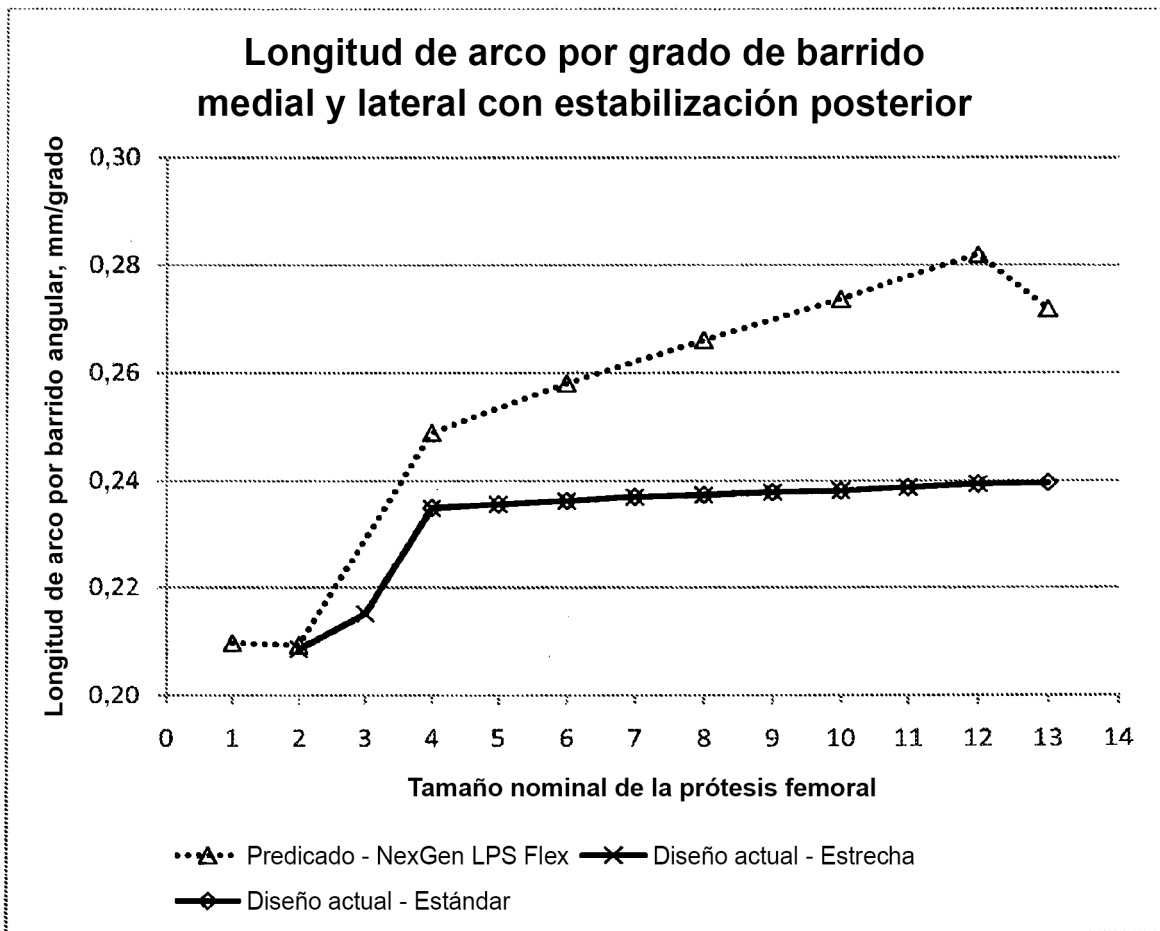
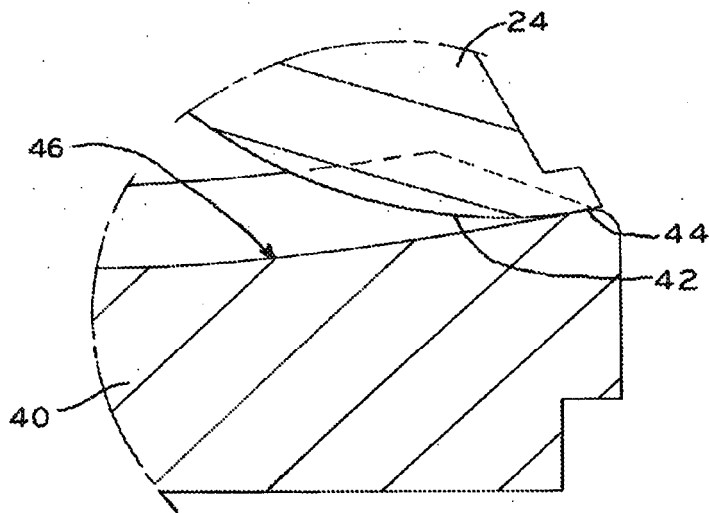
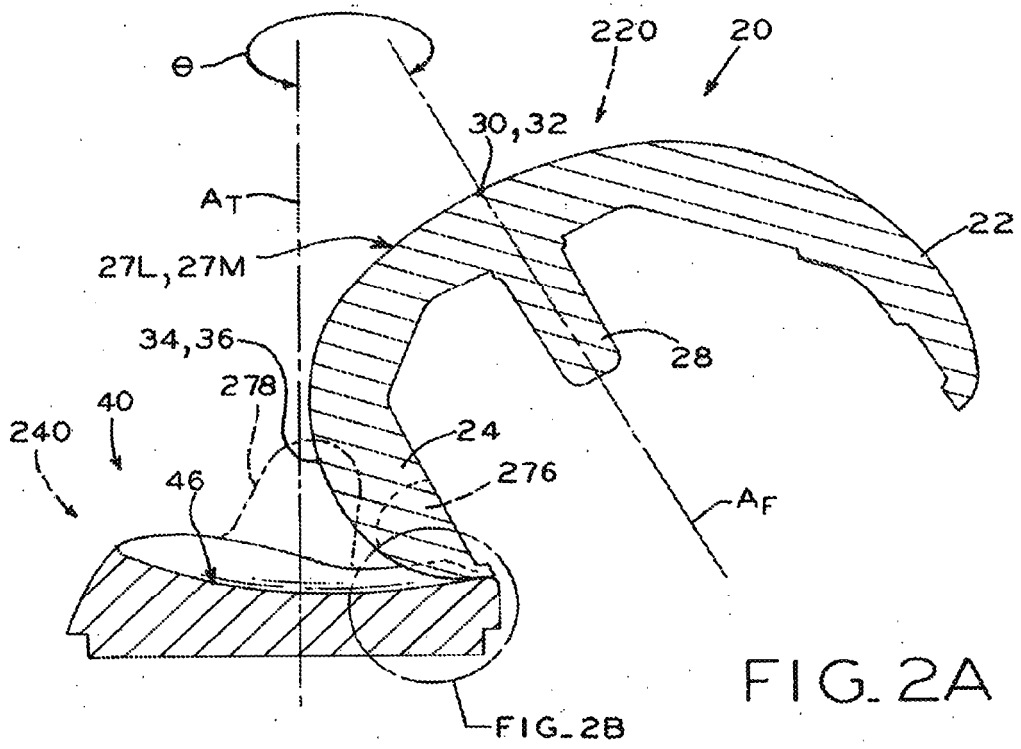


FIG. 1F



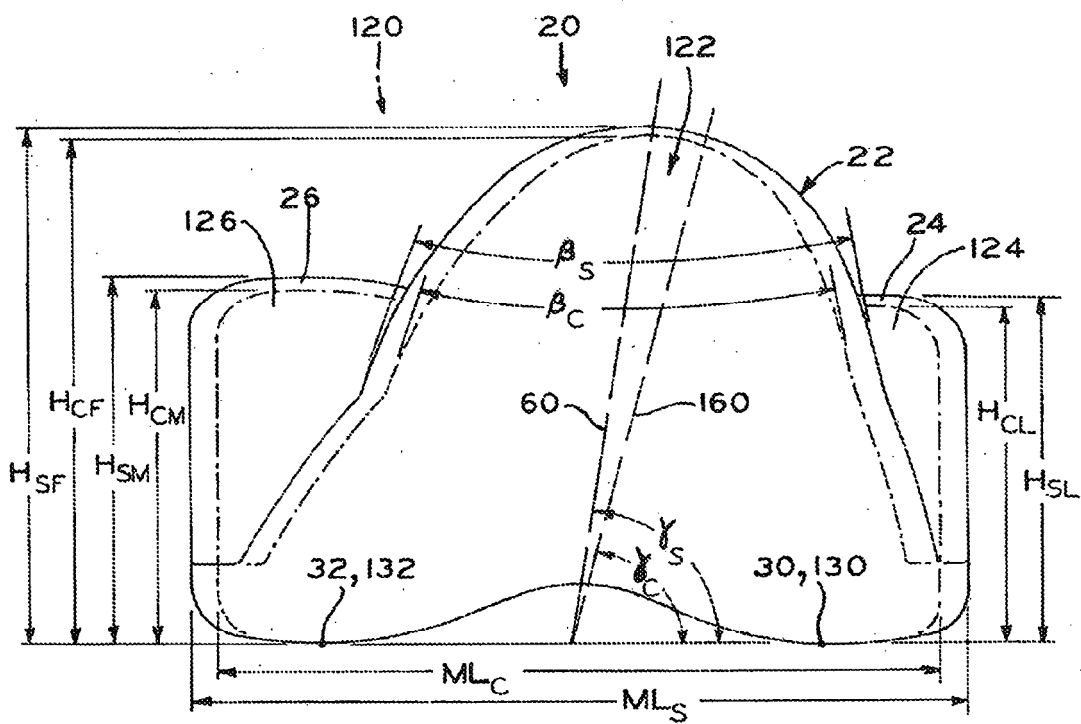


FIG. 3A

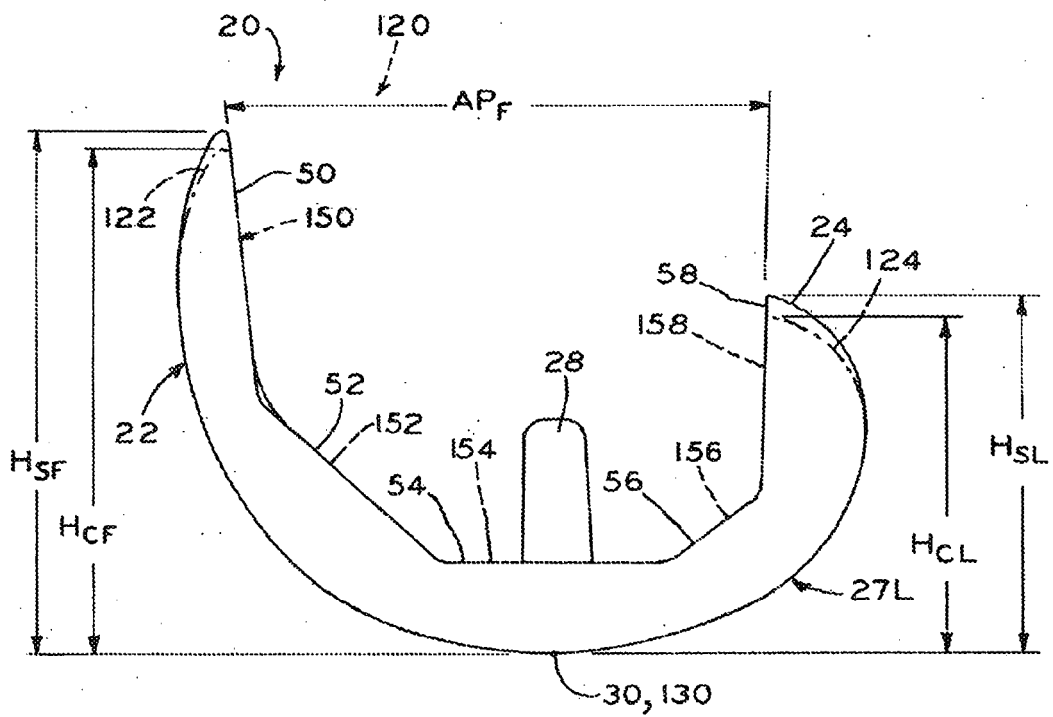


FIG. 3B

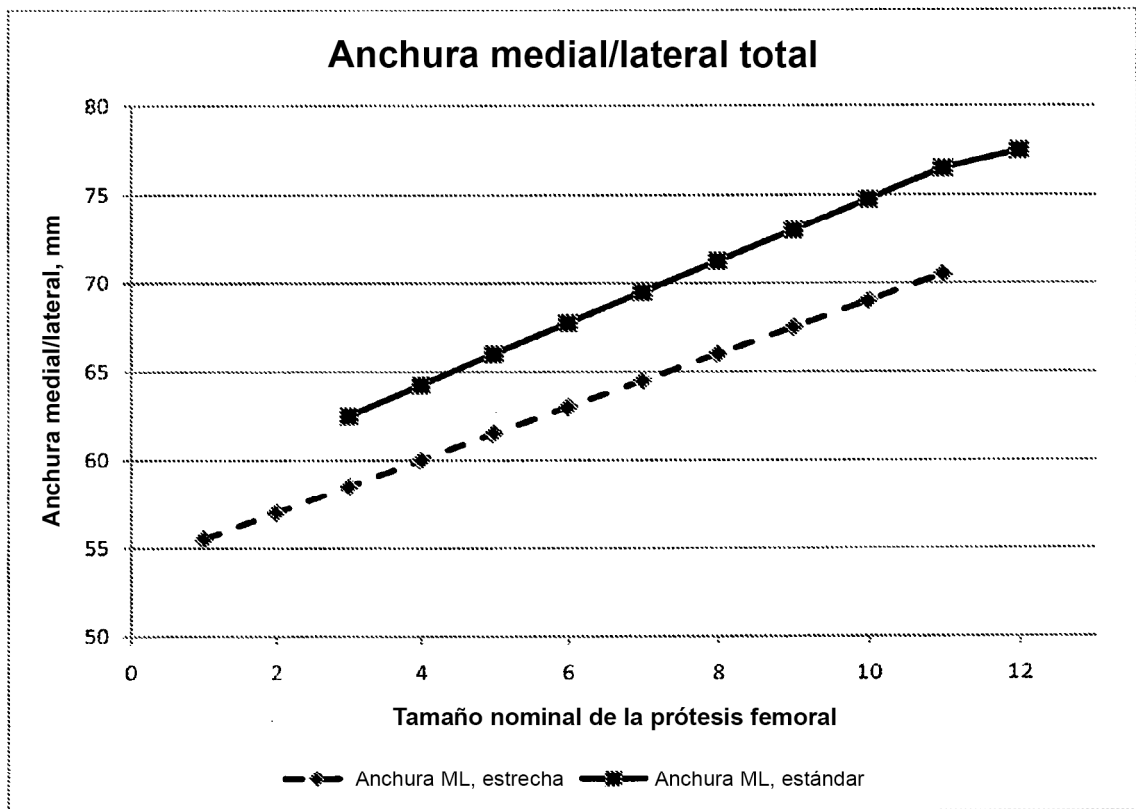


FIG. 3C

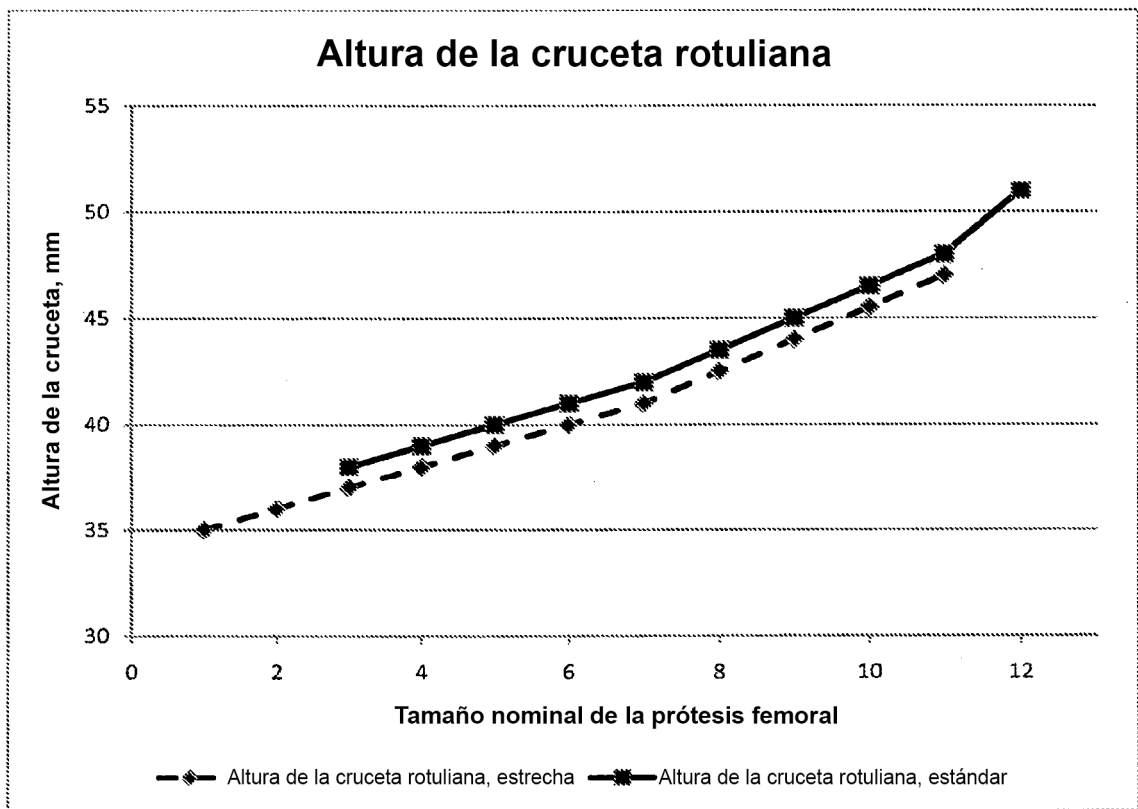


FIG. 3D

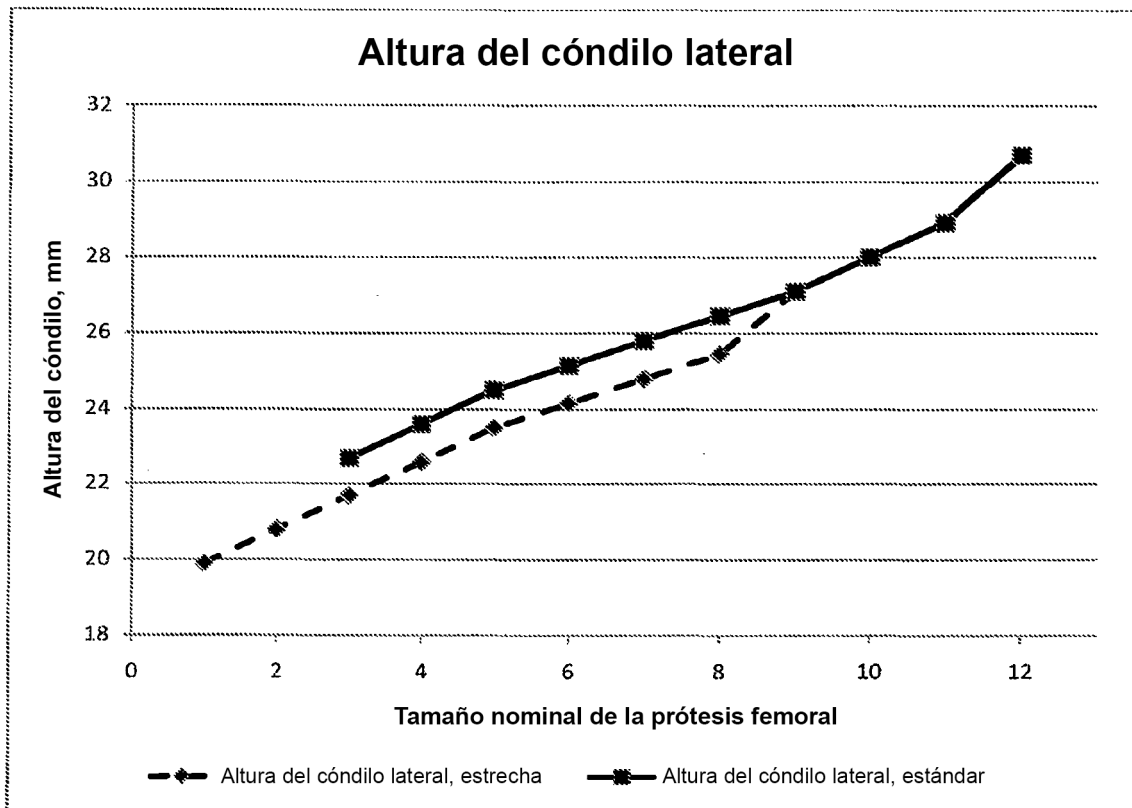


FIG. 3E

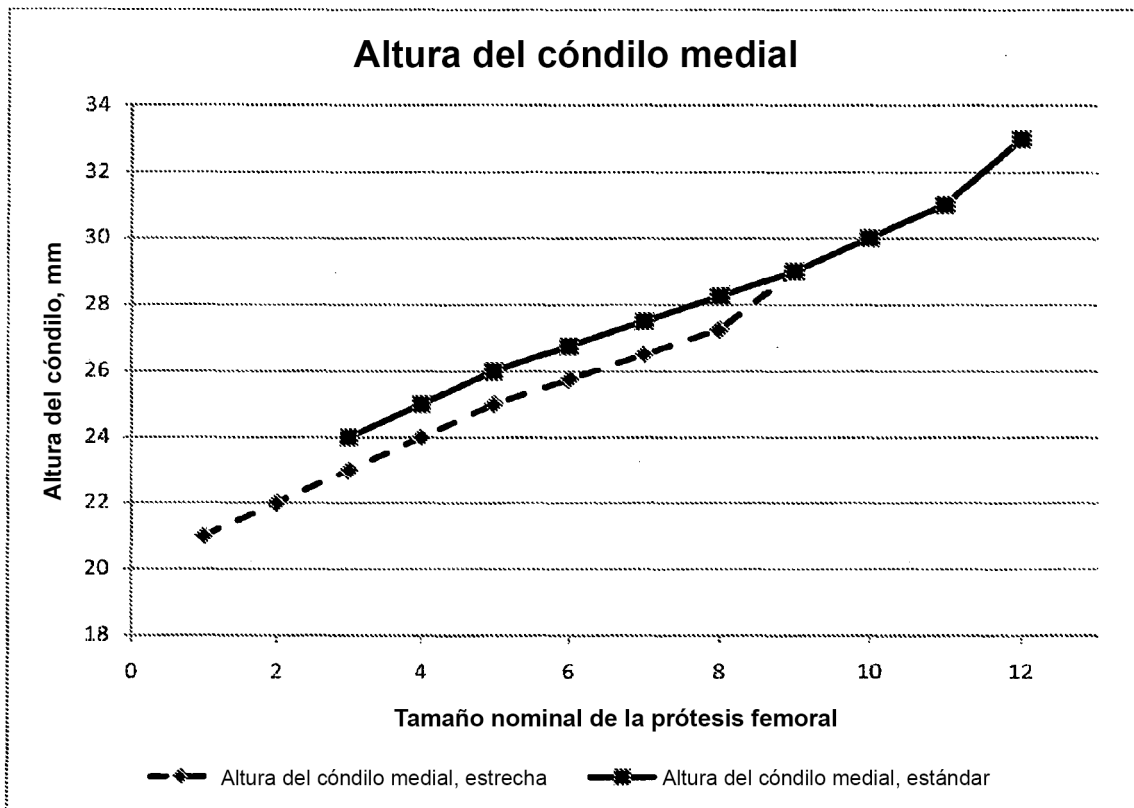


FIG. 3F

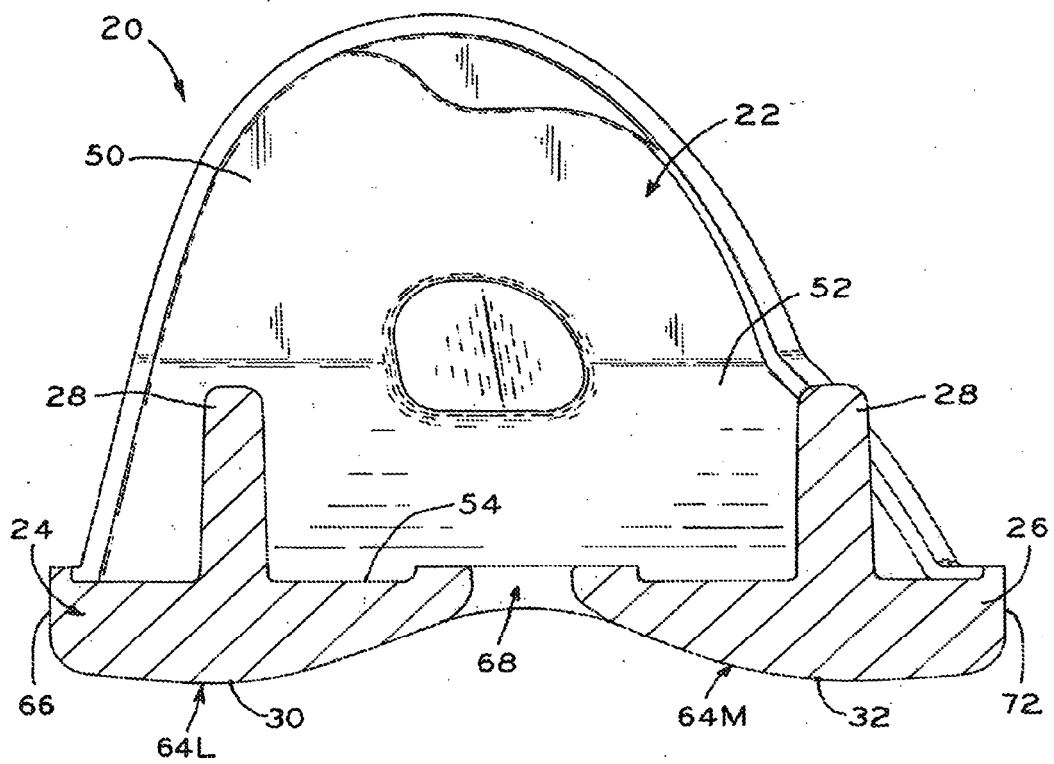


FIG. 4

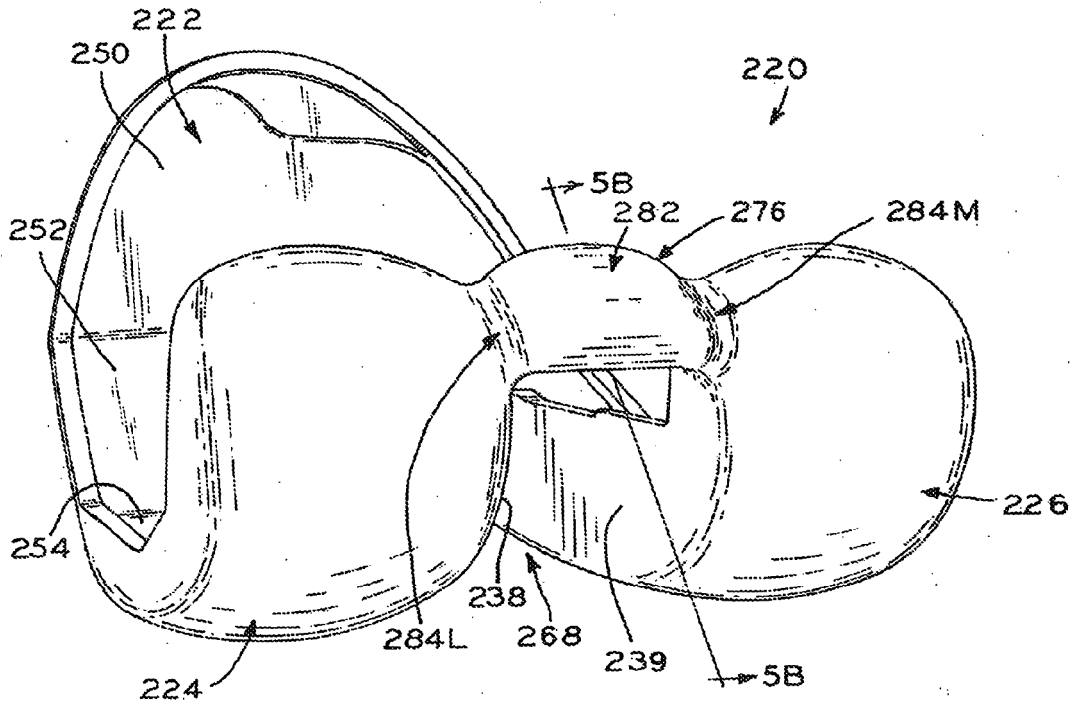


FIG. 5A

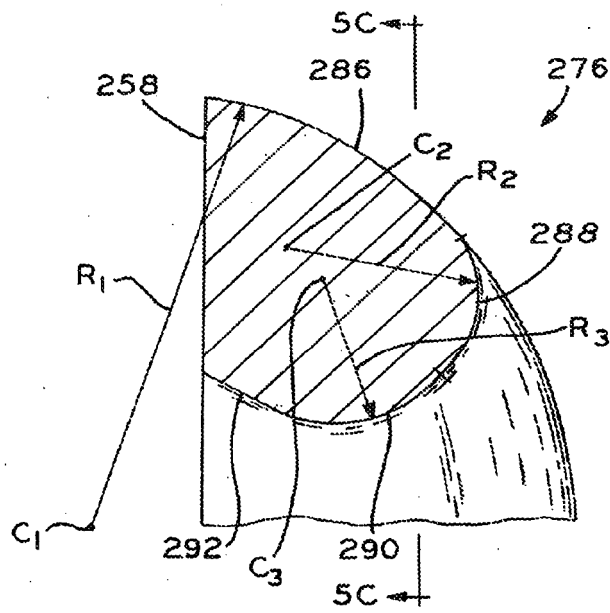


FIG. 5B

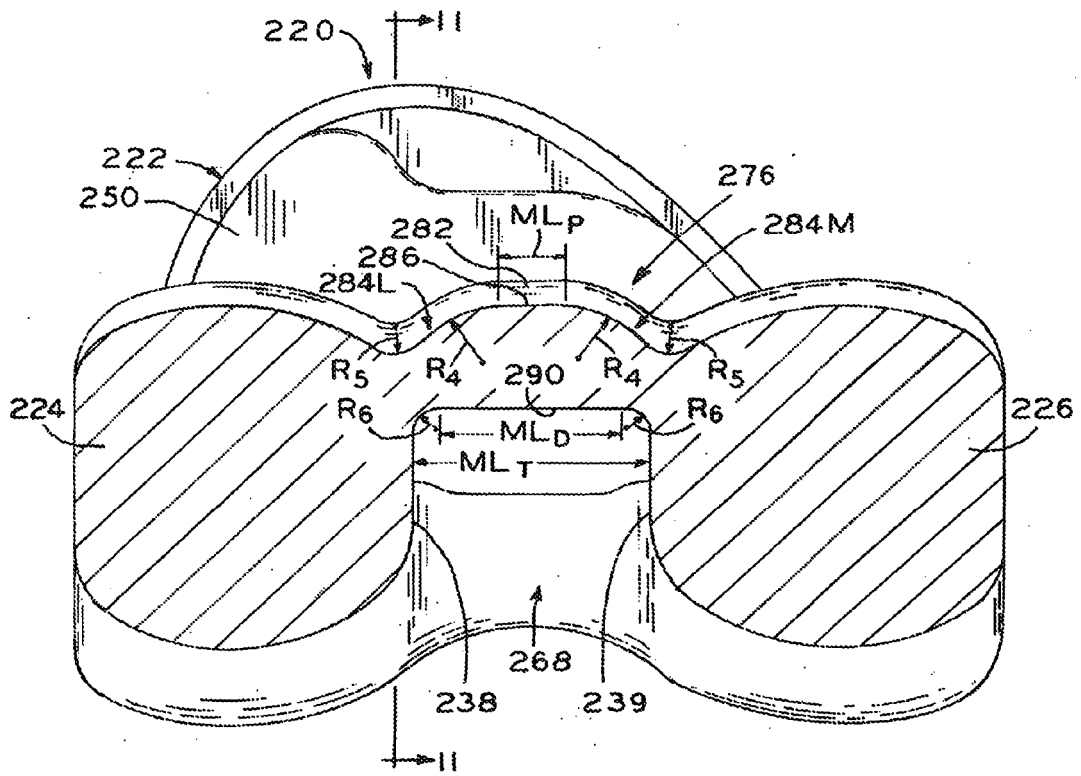


FIG. 5C

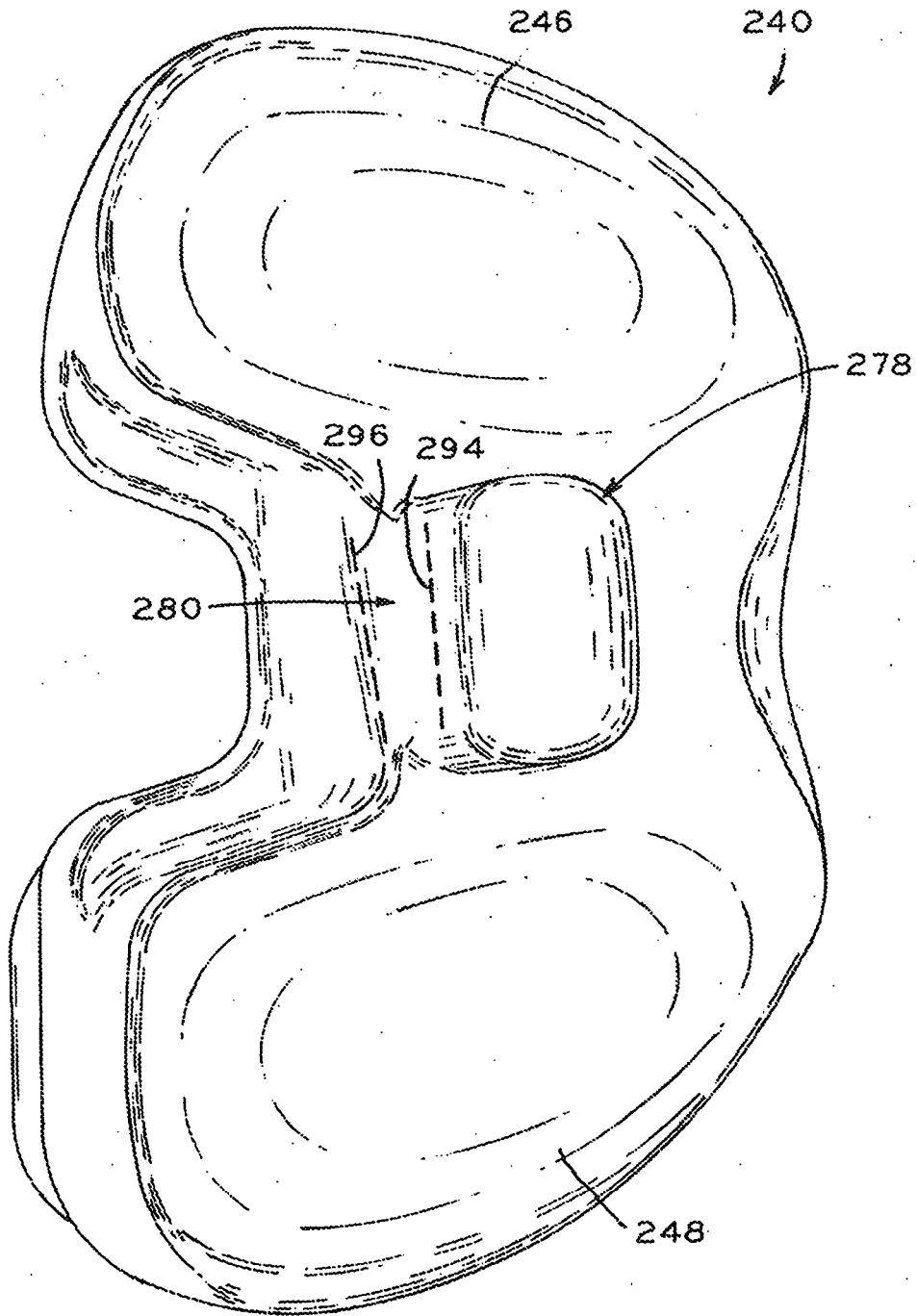


FIG. 6

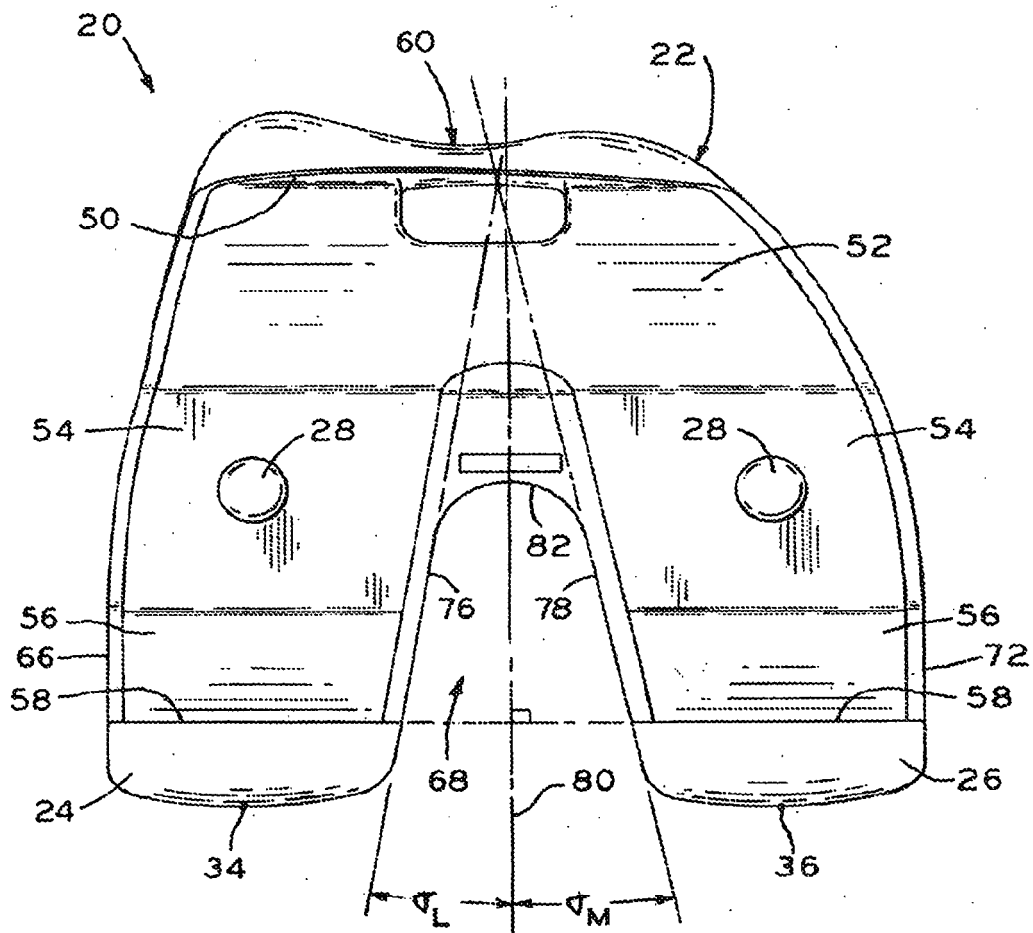


FIG. 7

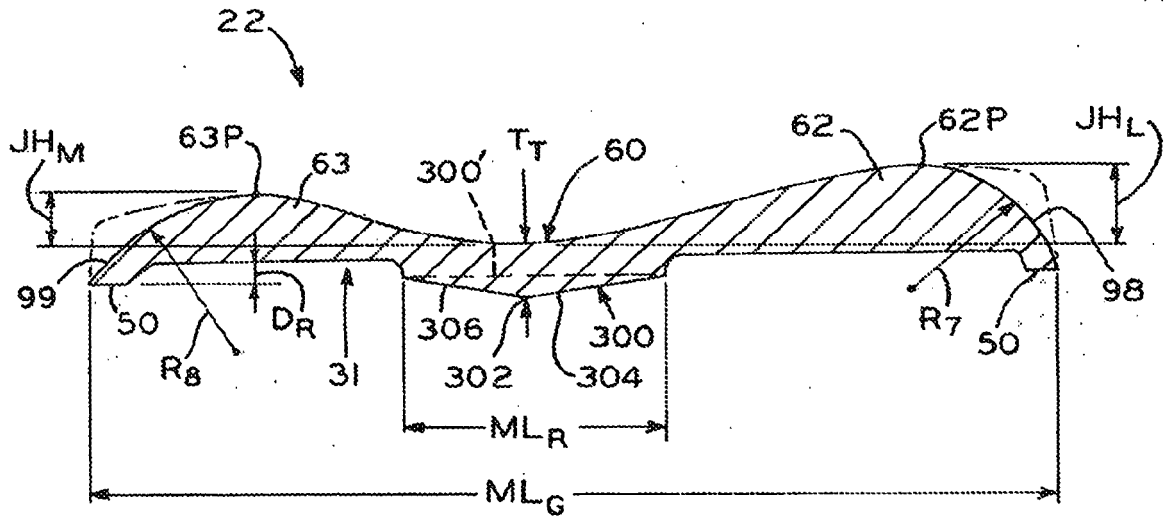


FIG. 8

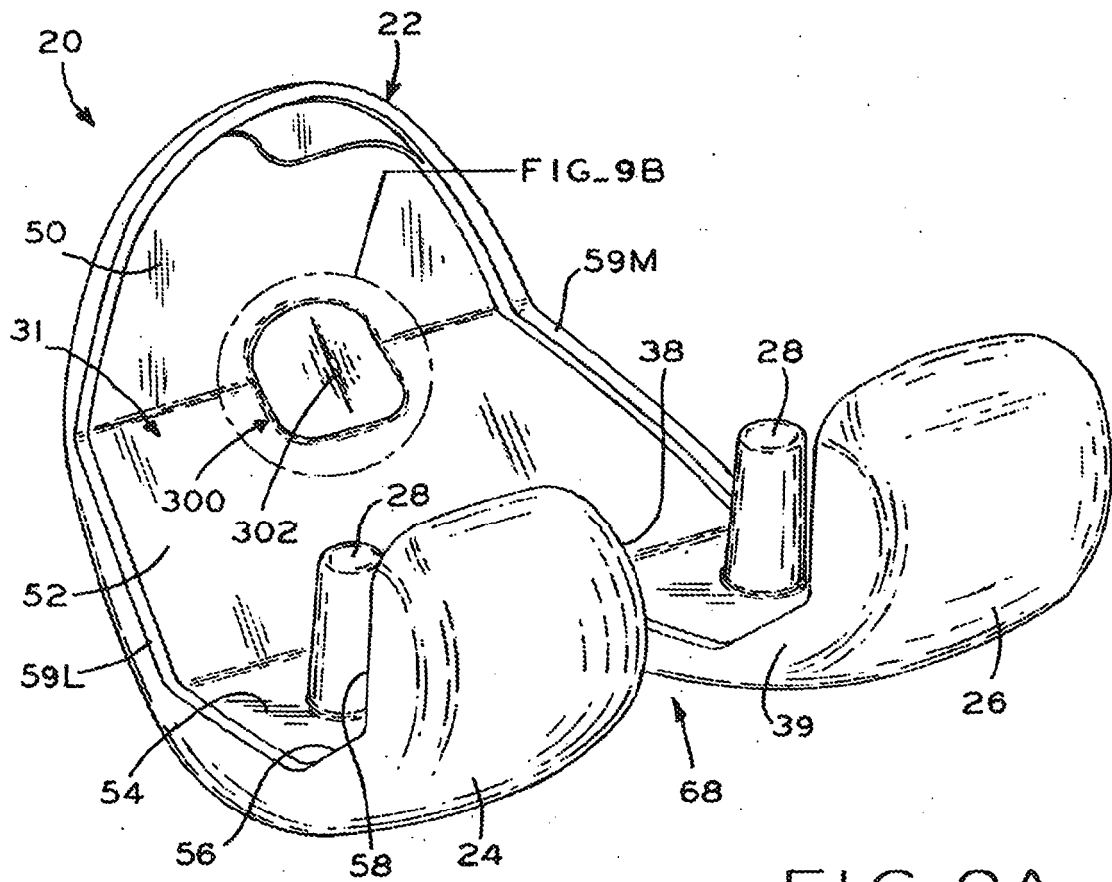
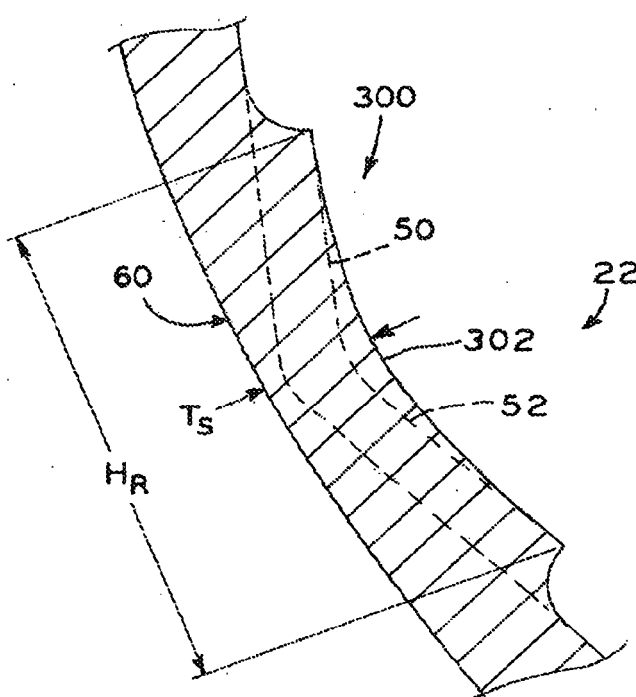
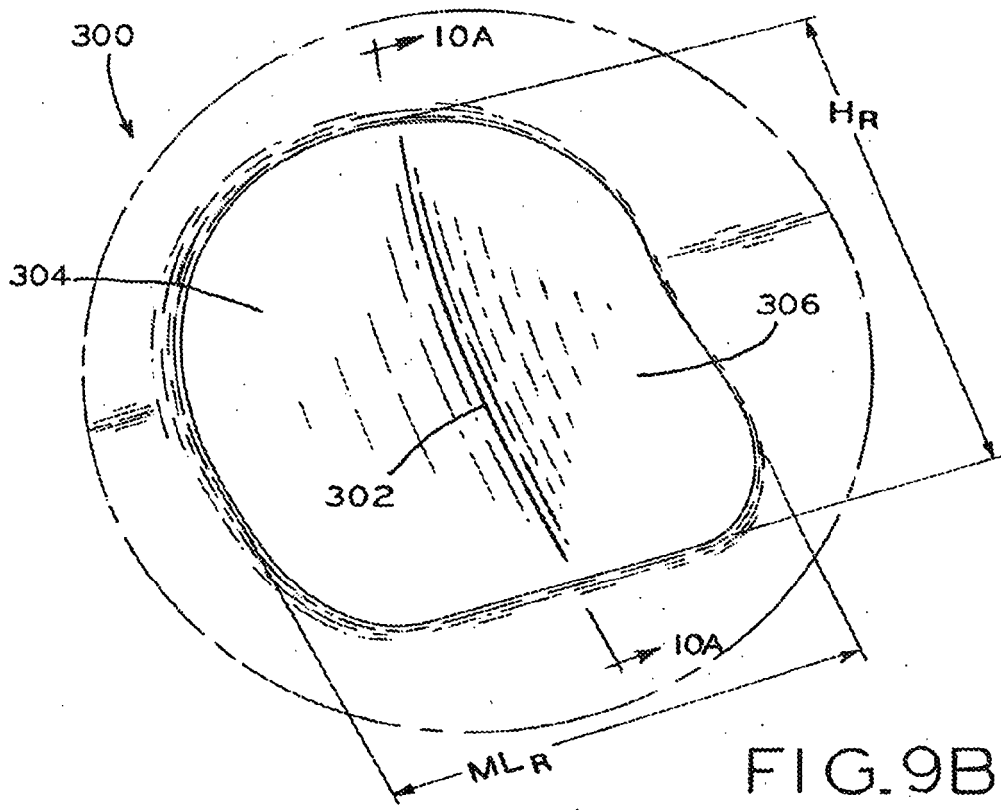


FIG. 9A



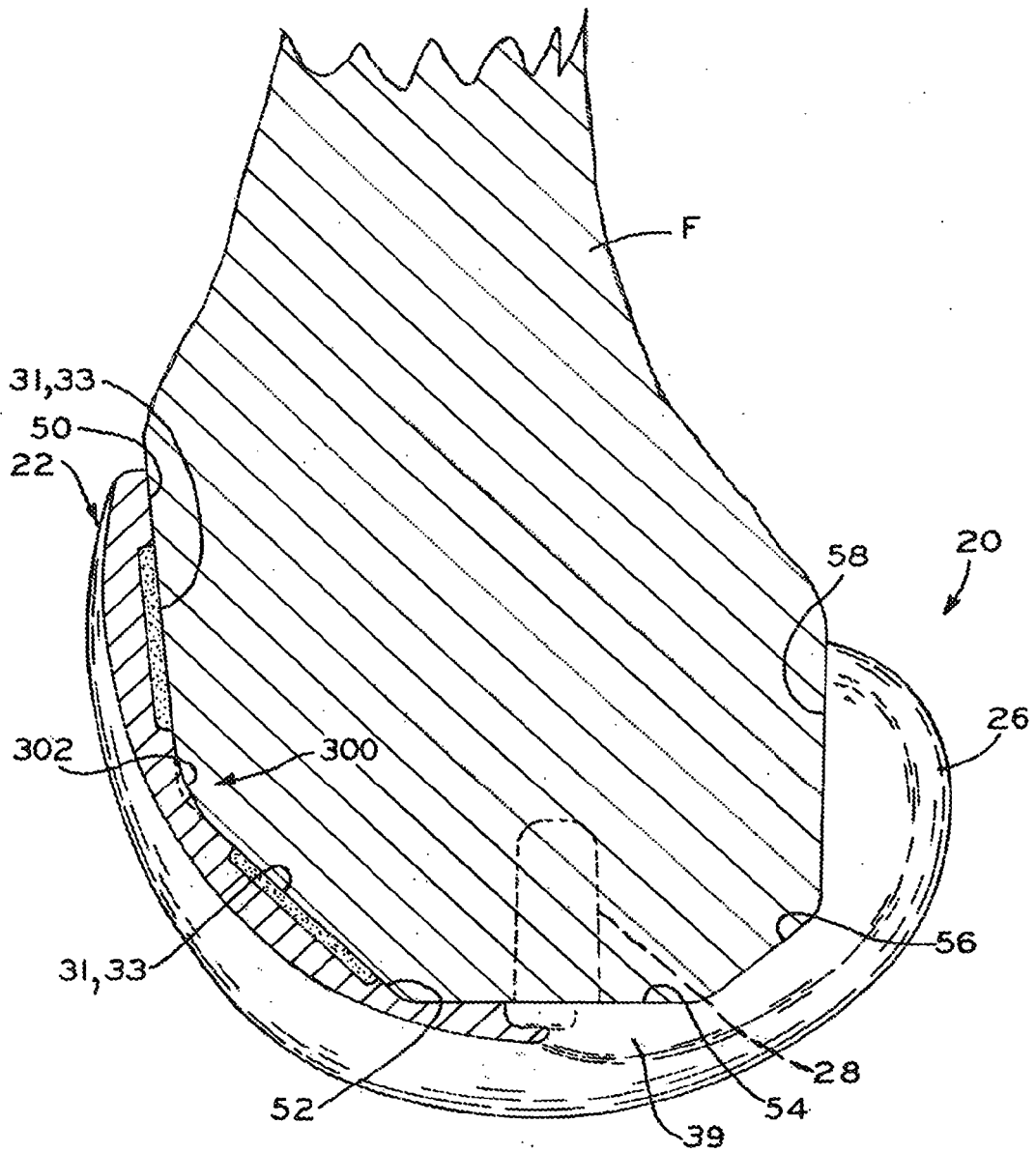


FIG. 10B

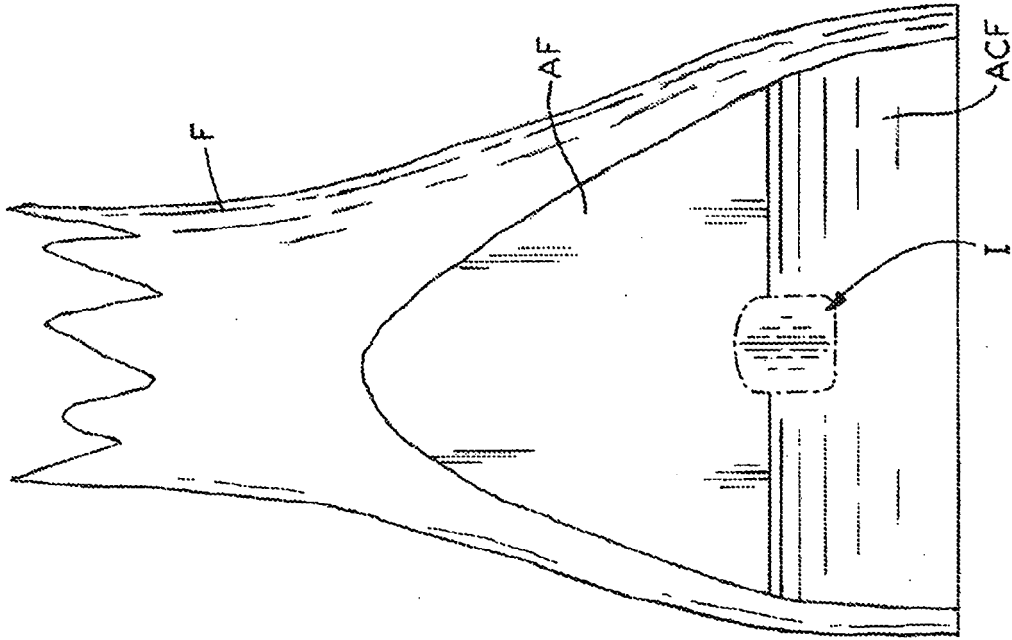


FIG. 10D

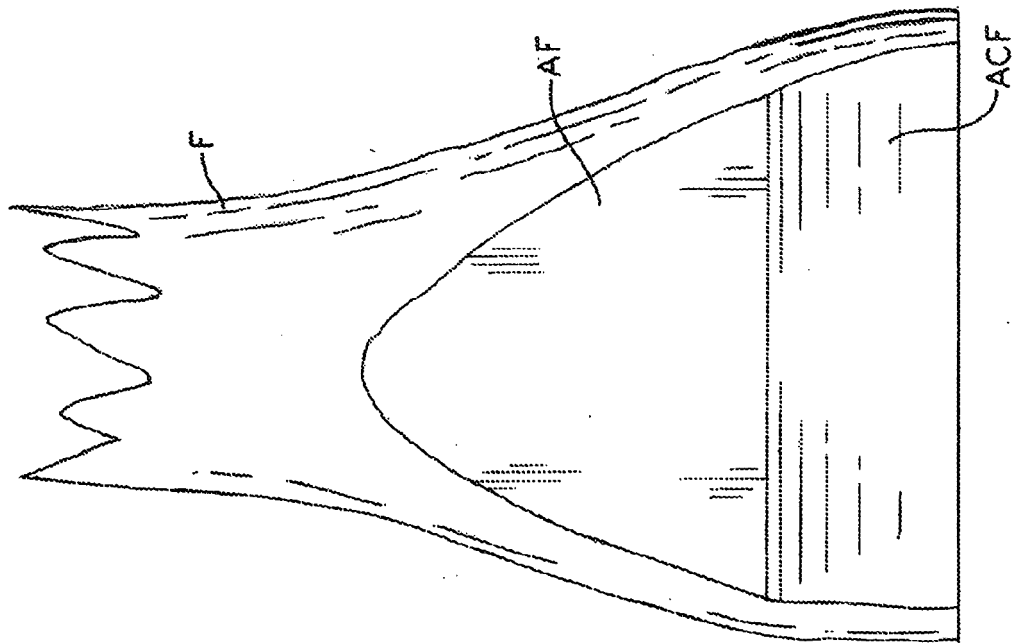


FIG. 10C

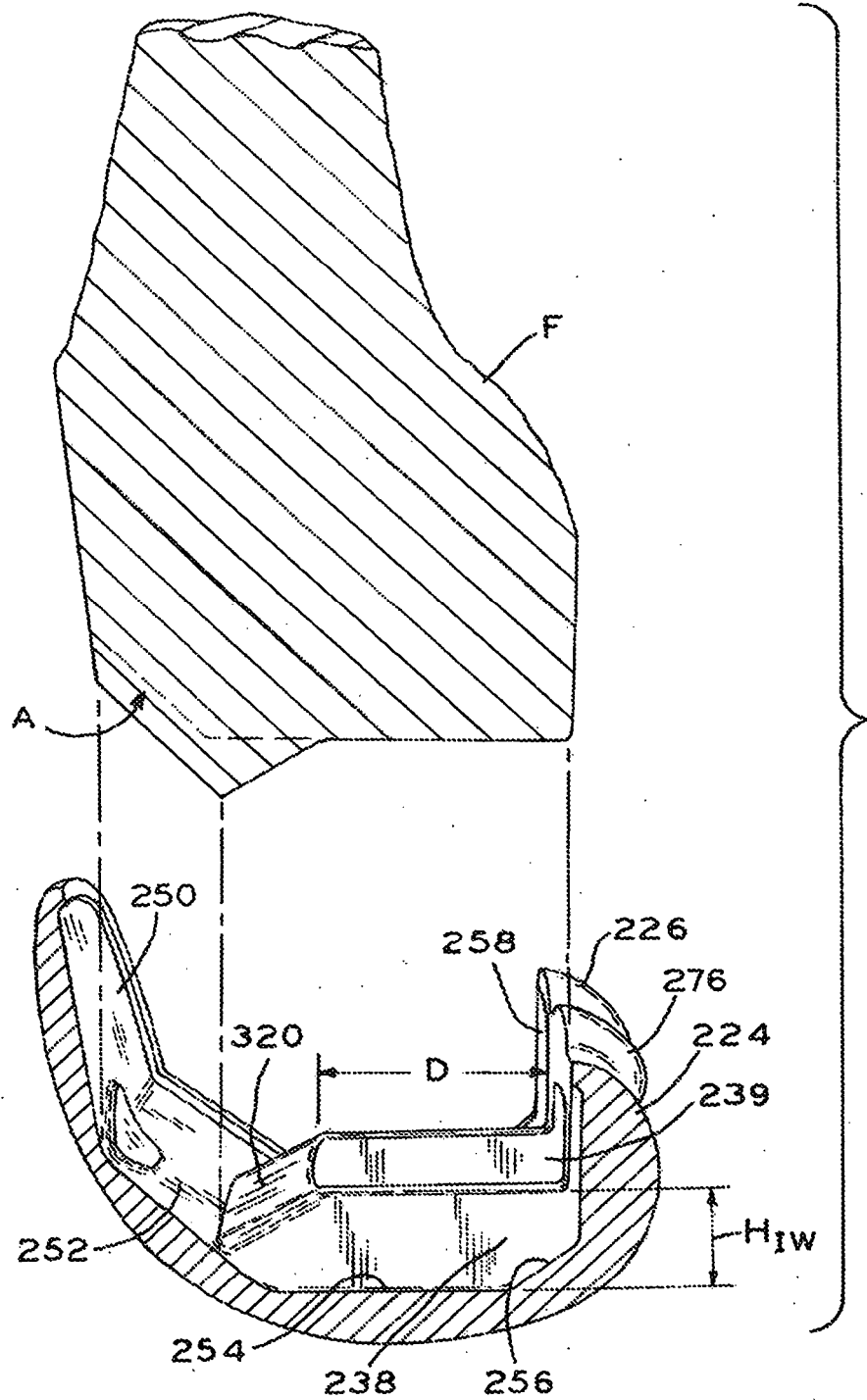


FIG. 11A

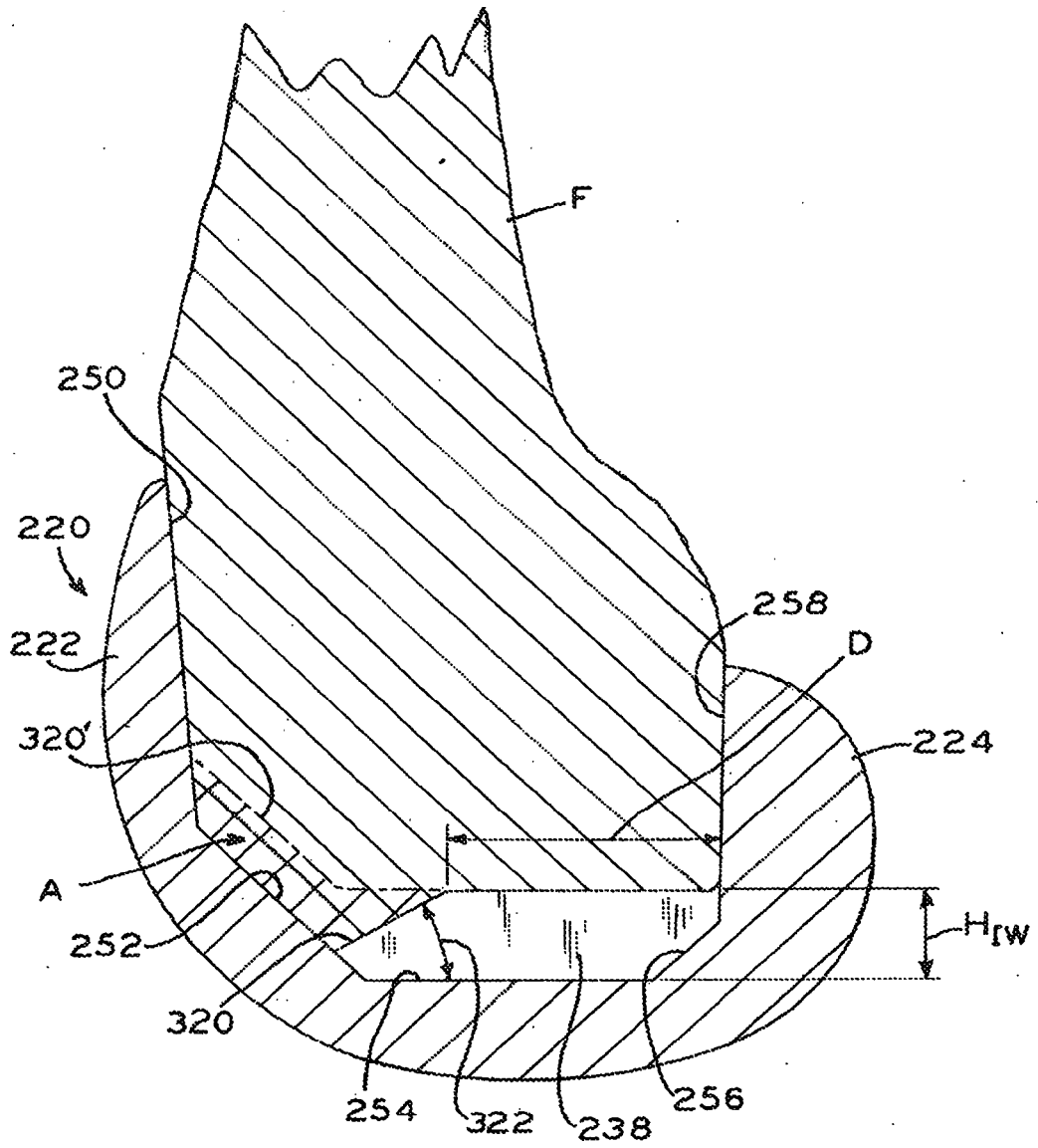
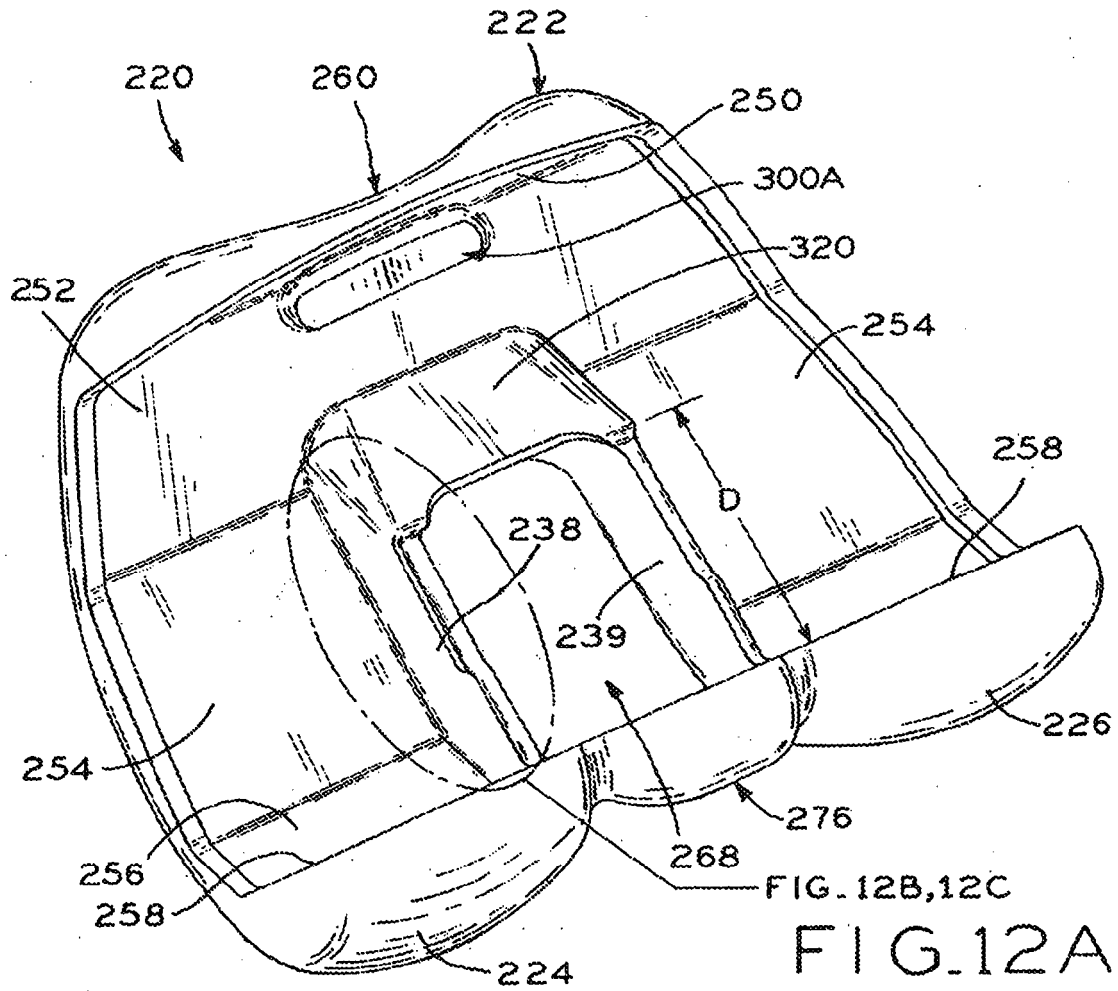


FIG. 11B



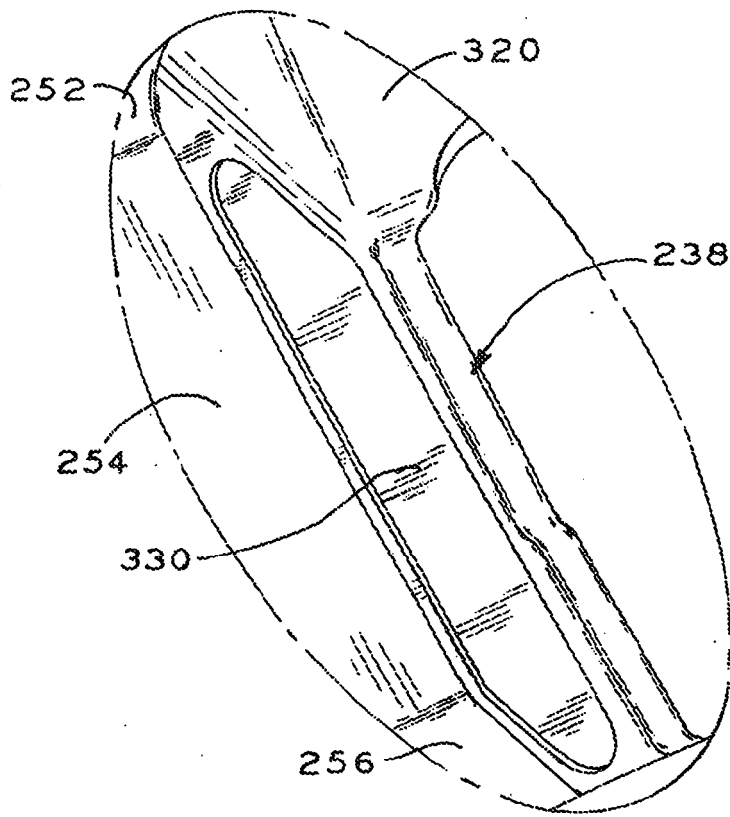


FIG. 12B

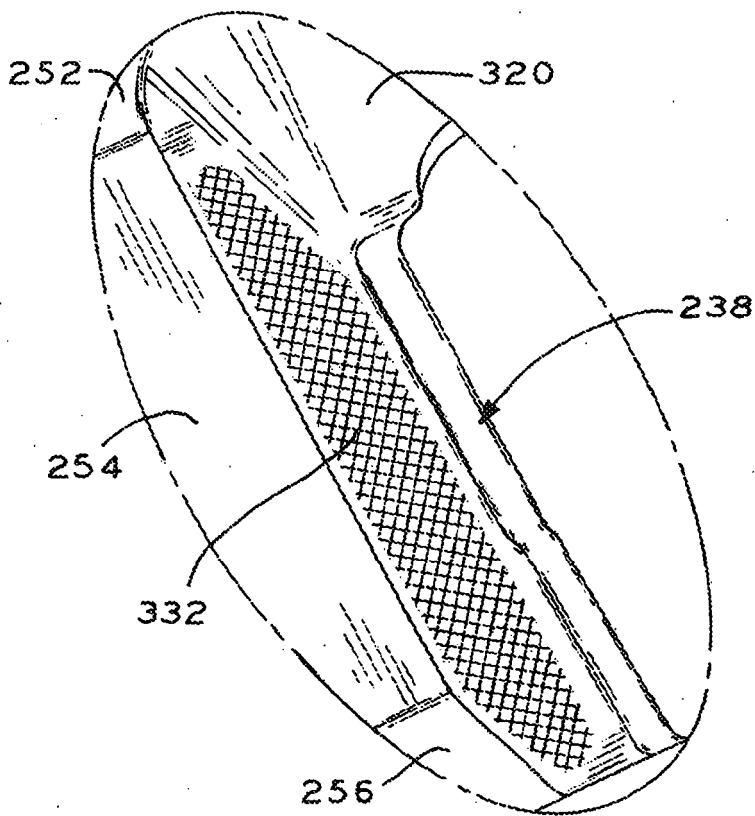


FIG. 12C

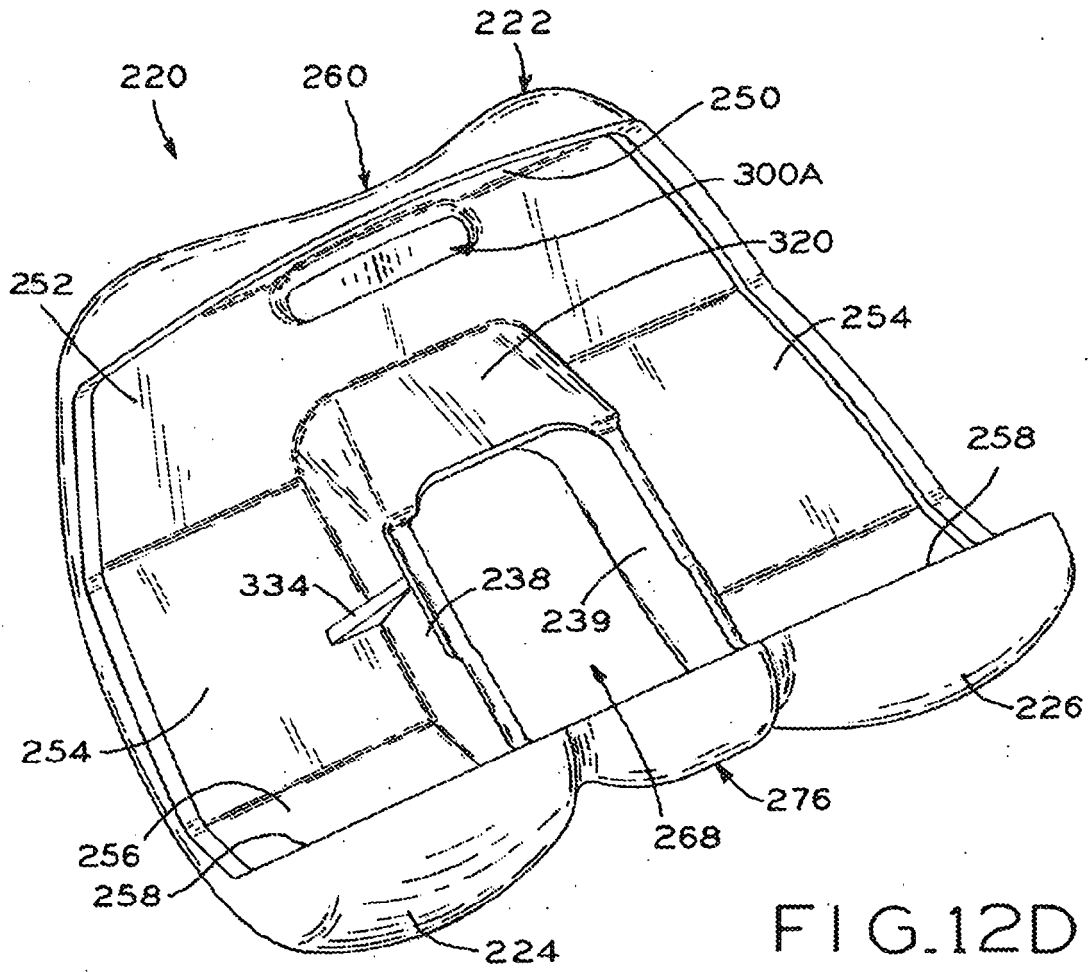


FIG. 12D

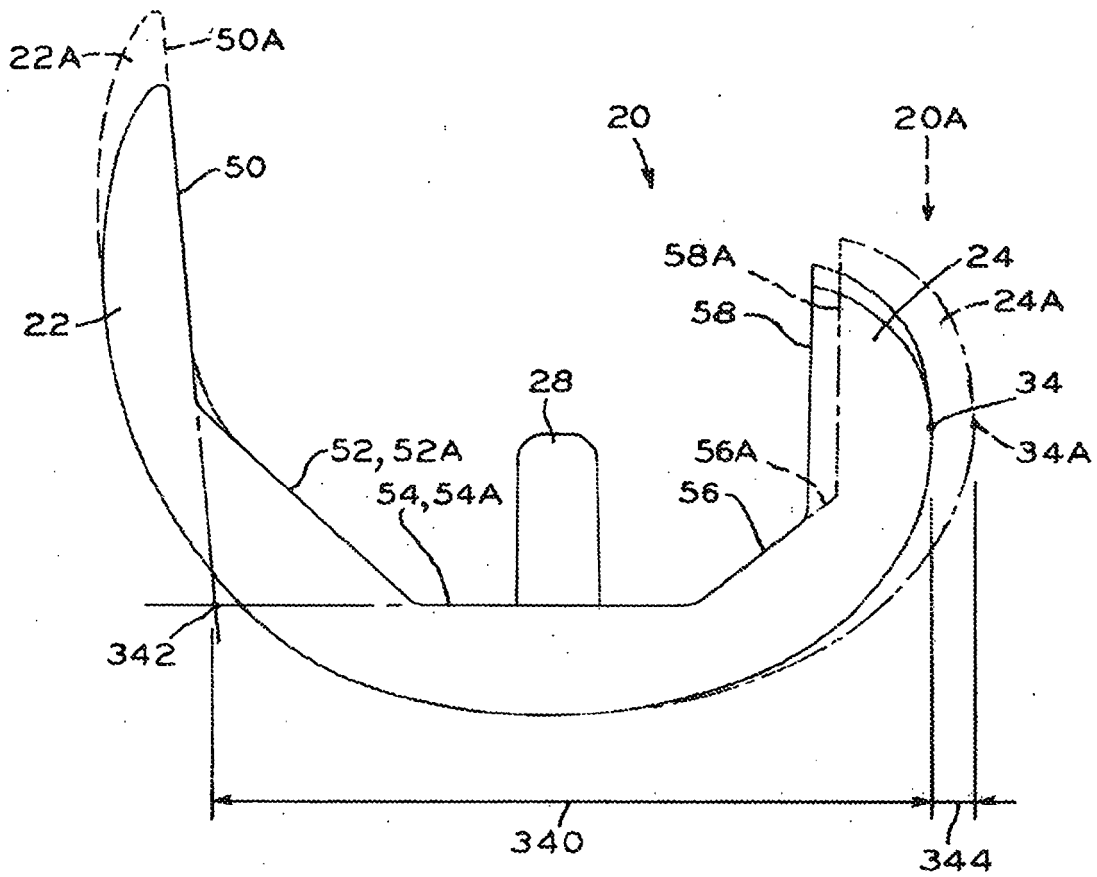


FIG.13A

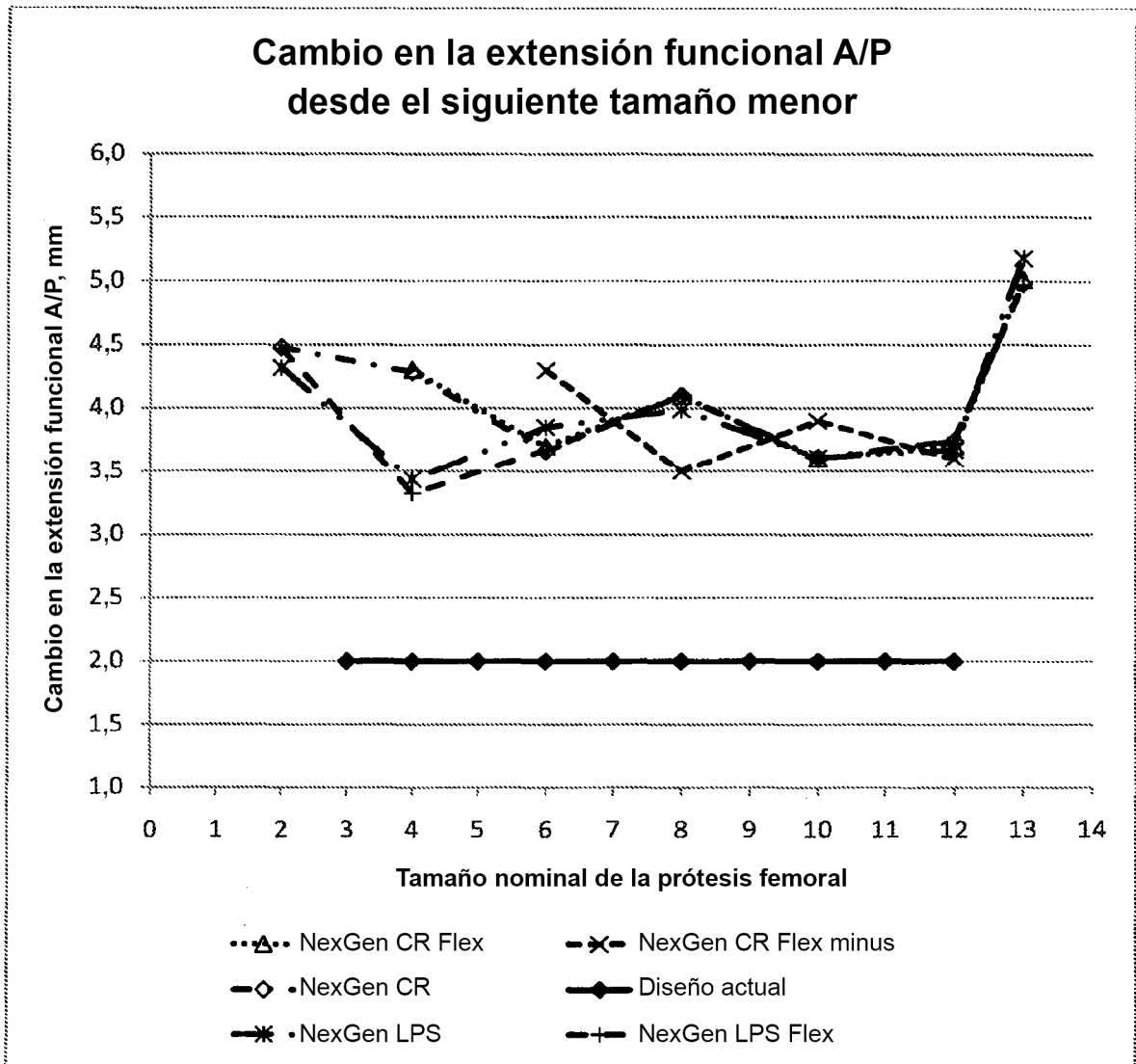


FIG. 13B

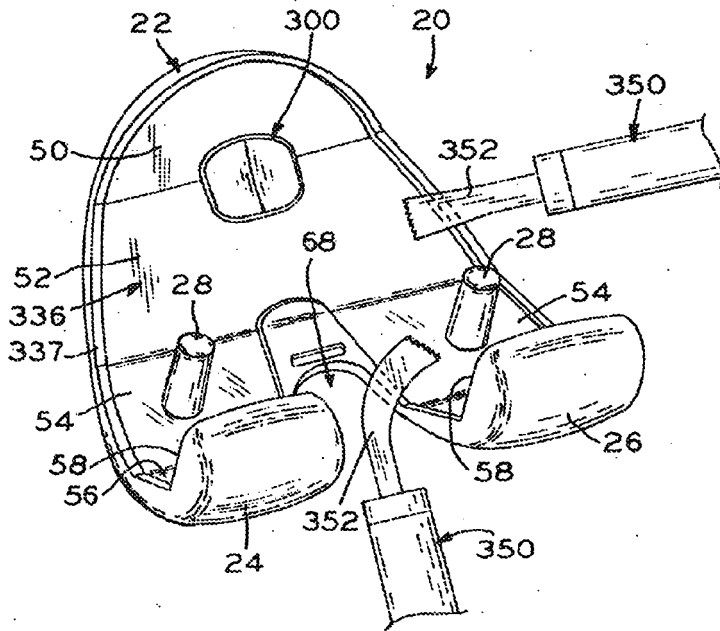


FIG. 14A

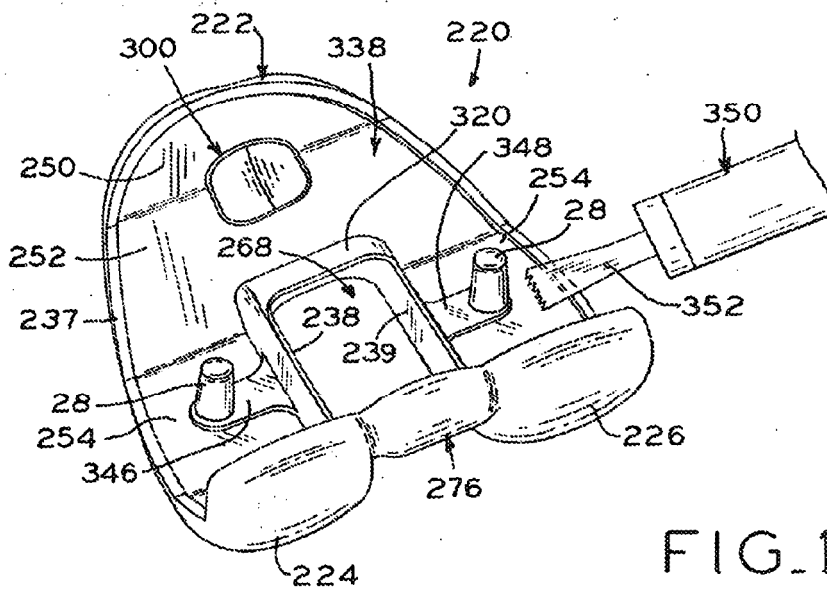


FIG. 14B