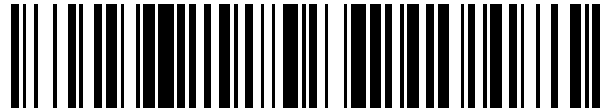


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 482 693**

51 Int. Cl.:

A61F 2/30 (2006.01)

A61F 2/38 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.07.2012 E 12743576 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **16.04.2014 EP 2579818**

54 Título: **Aparato para aumentar el aspecto posterior de un componente femoral de prótesis de rodilla**

30 Prioridad:

07.07.2011 US 201161505310 P

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

04.08.2014

73 Titular/es:

**ZIMMER, INC. (100.0%)
1800 West Center Street
Warsaw IN 46580, US**

72 Inventor/es:

**METZGER, DIANNE, S.;
VAUGHAN, IAN, R. y
TODD, DWIGHT, T.**

74 Agente/Representante:

LINAGE GONZÁLEZ, Rafael

ES 2 482 693 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

Aparato para aumentar el aspecto posterior de un componente femoral de prótesis de rodilla

5 **Antecedentes**1. Campo de la memoria descriptiva

10 La presente memoria descriptiva se refiere en general a un aumento para un componente femoral de prótesis. Más particularmente, la presente memoria descriptiva se refiere a un aparato para aumentar el aspecto posterior de un componente femoral de prótesis de rodilla. La técnica anterior más próxima es el documento de US 2005/149052A1, que define el preámbulo de la reivindicación 1.

15 2. Descripción de la técnica relacionada

15 En la técnica se conocen los procedimientos quirúrgicos de artroplastia de rodilla y de prótesis de rodilla. Una prótesis de rodilla típica total incluye un componente tibial que está unido a una parte proximal de una tibia, y un componente femoral que está unido a una parte distal de un fémur. El componente femoral se desplaza sobre la superficie expuesta del componente tibial, replicando el movimiento de la rodilla y dando lugar a una articulación similar a la articulación anatómica natural de la rodilla. Cuando se realiza una artroplastia de rodilla, se practica una incisión para exponer la articulación de la rodilla con el fin de permitir la retirada tanto de la parte proximal de la tibia como de la parte distal del fémur, lo que crea superficies sobre las cuales se pueden unir el componente tibial y el componente femoral de la prótesis de rodilla.

25 En ciertas situaciones, el cirujano debe eliminar mayor cantidad del fémur distal de lo deseado, debido a una enfermedad o a traumatismos. En consecuencia, hay ocasiones en las que un componente femoral seleccionado por un cirujano con el fin de proporcionar una buena cinemática articular una vez completada la artroplastia de rodilla tiene una distancia comprendida entre la superficie de contacto con el hueso anterior y la superficie de contacto con el hueso posterior que es mayor que una distancia comprendida entre una superficie anterior preparada en el fémur distal y una superficie posterior preparada en el fémur distal. En estas situaciones, se pueden utilizar aumentos femorales de prótesis para aportar soporte estructural y para evitar los huecos entre el fémur distal y el componente femoral de la prótesis de rodilla instalado en el fémur distal.

35 Un sistema femoral de prótesis de rodilla existente que incluye un aumento femoral, junto con su procedimiento de uso, se muestran en el folleto «Zimmer® NexGen® Trabecular Metal Augments, Abbreviated Surgical Technique», copyright 2004, 2006, publicado por Zimmer, Inc. La figura 1 es representativa de un sistema femoral de prótesis de rodilla utilizado con la técnica quirúrgica anterior. Haciendo referencia a la figura 1, el sistema femoral de prótesis de rodilla 10 incluye un componente femoral 11, un aumento femoral posterior 12 y un impulsor con eje excéntrico 16.

40 El componente femoral 11 incluye generalmente una superficie de contacto con el hueso 18, opuesta a la superficie articular 20, un ala anterior 22 y un lado posterior 24, opuesto al ala anterior 22. Además, el componente femoral 11 tiene un orificio (no mostrado) situado en el lado posterior 24. El orificio (no mostrado) situado en el lado posterior 24 tiene un eje longitudinal A₁ que se interseca con el ala anterior 22.

45 El aumento femoral posterior 12 incluye generalmente una superficie de contacto del componente femoral 26, opuesta a la superficie exterior 28, y una cavidad del aumento 29 que se extiende sobre la superficie de contacto del componente femoral 26 y la superficie exterior 28. Con el aumento 12 situado adyacente al lado posterior 24 del componente femoral 11 y la cavidad del aumento 29 alineada con el orificio (no mostrado) situado en el lado posterior 24 del componente femoral 11, la cavidad del aumento 29 tiene un eje longitudinal que es colineal con el eje longitudinal A₁ del orificio (no mostrado) situado en el lado posterior 24 y que también se interseca con el ala anterior 22.

55 Haciendo referencia a la figura 1, el extremo proximal 14 del impulsor con eje excéntrico 16 está conectado de manera operativa a una llave dinamométrica (no mostrada) y se utiliza para apretar un elemento de fijación (no mostrado) en el orificio (no mostrado) situado en el lado posterior 24 del componente femoral 11 para asegurar el aumento femoral posterior 12 al lado posterior 24 del componente femoral 11. El sistema femoral de prótesis de rodilla 10 requiere el uso de un impulsor con eje excéntrico 16 para evitar el ala anterior 22 del componente femoral 11 durante la operación de fijación del aumento 12 al componente femoral 11. Sin embargo, el impulsor con eje excéntrico 16 del sistema femoral de prótesis de rodilla 10 no se puede girar 360 grados porque el ala anterior 22 impone una barrera física que evita que el vástago impulsor 16 gire de manera continua. En el sistema femoral de prótesis de rodilla 10, no se puede utilizar un vástago impulsor recto para apretar un elemento de fijación con el fin de asegurar el aumento posterior 12 al lado posterior 24 del componente femoral 11 dado que el ala anterior 22 impone una barrera física que bloquea el uso de un vástago impulsor recto.

65 **Sumario**

La presente invención se define en la reivindicación 1 y da a conocer un componente femoral que tiene un ala anterior y un cóndilo opuesto al ala anterior. El cóndilo se puede aumentar mediante un aumento femoral posterior. El aumento femoral posterior se puede asegurar al cóndilo mediante un elemento de fijación que es introducido hasta una posición de fijación mediante un impulsor giratorio que no hace contacto con el ala anterior girando el impulsor lo suficiente como para lograr que el elemento de fijación asegure el aumento femoral al cóndilo.

En una realización, la presente invención da a conocer un componente femoral que tiene un cóndilo con un orificio formado en el mismo, teniendo el orificio un eje longitudinal que no se interseca con el ala anterior del componente femoral, y teniendo un aumento femoral posterior una cavidad complementaria al orificio del componente femoral. El componente femoral y el aumento femoral posterior de acuerdo con las realizaciones de la presente invención permite colocar un elemento de fijación tanto en la cavidad del aumento femoral posterior como en el orificio del componente femoral y permite usar una herramienta, tal como una llave dinamométrica, con un impulsor recto para asegurar el aumento femoral posterior a una faceta posterior del componente femoral. Debido a que el eje longitudinal del orificio no se interseca con el ala anterior, no es necesario un impulsor excéntrico para asegurar el aumento posterior a la faceta posterior del componente femoral dado que no es preciso evitar el ala anterior al asegurar el aumento posterior a la faceta posterior del componente femoral. El impulsor recto que se puede utilizar de acuerdo con una forma de la presente invención tiene un eje longitudinal lineal y es capaz de transferir una fuerza de impacto de un extremo a otro extremo del impulsor a lo largo de su eje longitudinal y es capaz además de transferir un par de torsión desde un extremo al otro extremo alrededor de su eje longitudinal.

En una realización, el elemento de fijación de la presente invención puede incluir un tornillo de ajuste que atraviesa una cavidad del aumento posterior y el orificio del componente femoral para asegurar el aumento posterior al cóndilo del componente femoral. En otra realización, el elemento de fijación de la presente invención puede incluir un tornillo de ajuste y un casquillo de conexión expandible. En una realización, el casquillo de conexión expansible puede extenderse desde el aumento y, con el casquillo de conexión expansible del aumento alineado en el orificio del componente femoral, el tornillo de ajuste puede atravesar la cavidad del aumento posterior y el orificio del componente femoral para acoplarse al casquillo de conexión expansible mediante una característica de sujeción del cóndilo para asegurar el aumento posterior al cóndilo. En una realización alternativa, el casquillo de conexión expansible puede extenderse desde el cóndilo del componente femoral y, con el casquillo de conexión expansible del aumento alineado en la cavidad del aumento posterior, el tornillo de ajuste puede atravesar la cavidad del aumento posterior y el orificio del componente femoral para acoplarse al casquillo de conexión expansible mediante una característica de sujeción del aumento posterior para asegurar el aumento posterior al cóndilo.

En una realización, la presente invención da a conocer un componente femoral de prótesis de rodilla que incluye un ala anterior, teniendo el ala anterior una superficie de contacto del ala anterior con el hueso que comprende una faceta anterior, un cóndilo que se extiende desde el ala anterior, teniendo el cóndilo una superficie de contacto del cóndilo con el hueso que comprende una faceta opuesta a la faceta anterior, teniendo el cóndilo un orificio del cóndilo formado en el mismo, definiendo el cóndilo un eje longitudinal del orificio del cóndilo que se interseca con la faceta y no se interseca con el ala anterior. En una realización de la presente invención, el eje longitudinal del orificio del cóndilo se interseca con la faceta en un punto de intersección, estando situado el punto de intersección de manera que un eje perpendicular a la faceta y que se interseca con el punto de intersección pueda tener una separación mínima con respecto al ala anterior de no más de 8 mm. En realizaciones adicionales, el espacio mínimo puede ser de no más de 5 mm. En una realización, el eje longitudinal del orificio del cóndilo puede no ser perpendicular a la superficie de contacto del cóndilo con el hueso. En una forma de la presente invención, el componente femoral de prótesis de rodilla se puede presentar en combinación con un aumento posterior destinado a asegurarse al cóndilo y un elemento de fijación que sirve para asegurar el aumento al cóndilo. En otras realizaciones, la combinación puede incluir un impulsor, comprendiendo el impulsor un mango y un vástago impulsor que se extiende desde el mango y que termina en un extremo del impulsor, definiendo el vástago impulsor un eje longitudinal, siendo el extremo del impulsor acoplable al elemento de fijación, definiendo el vástago impulsor un radio del vástago impulsor desde el eje longitudinal del vástago impulsor hasta una extensión del perímetro del vástago impulsor, con el vástago impulsor colocado para introducir el elemento de fijación en una posición de acoplamiento para asegurar el aumento al cóndilo, pudiendo girar el impulsor en rotación alrededor del eje longitudinal del vástago impulsor lo suficiente como para accionar el elemento de fijación con el fin de asegurar el aumento al cóndilo y estando colocado el eje longitudinal del vástago impulsor a una distancia mínima del ala anterior a lo largo de toda la rotación alrededor del eje longitudinal del vástago impulsor suficiente como para accionar el impulsor con el fin de asegurar el aumento al cóndilo, siendo la distancia mínima por lo menos igual al radio del vástago impulsor, de manera que el vástago impulsor no entre en contacto con el ala anterior al realizar una rotación alrededor del eje longitudinal del vástago impulsor suficiente para accionar el elemento de fijación con el fin de asegurar el aumento al cóndilo.

La presente invención, en una forma adicional de la misma, comprende un componente femoral de prótesis de rodilla que incluye un ala anterior, teniendo el ala anterior una superficie de contacto del ala anterior con el hueso que comprende una faceta anterior, un cóndilo que se extiende desde el ala anterior, teniendo el cóndilo una superficie de contacto del cóndilo con el hueso que comprende una faceta opuesta a la faceta anterior, teniendo el cóndilo un orificio del cóndilo formado en el mismo, definiendo el cóndilo un eje longitudinal del orificio del cóndilo que se interseca con la faceta y no se interseca con el ala anterior, un aumento destinado a asegurarse al cóndilo,

incluyendo el aumento un orificio del aumento formado a través del mismo, y un elemento de fijación dimensionado y conformado para atravesar el orificio del aumento y asegurar el aumento al cóndilo.

5 La presente invención, en otra de sus formas, comprende, en combinación, un componente femoral de prótesis de rodilla que incluye un ala anterior, teniendo el ala anterior una superficie de contacto del ala anterior con el hueso. El componente femoral de prótesis de rodilla de esta forma de la presente invención incluye, además, un cóndilo que se extiende desde el ala anterior, teniendo el cóndilo una superficie de contacto del cóndilo con el hueso, siendo la superficie de contacto del cóndilo con el hueso opuesta a la superficie de contacto del ala anterior con el hueso, teniendo el cóndilo un orificio del cóndilo formado en el mismo, definiendo el orificio del cóndilo un eje longitudinal del orificio del cóndilo que no se interseca con el ala anterior. La combinación de esta forma de la presente invención puede incluir además un aumento posterior destinado a asegurarse al cóndilo, teniendo el aumento posterior un orificio del aumento formado a través del mismo, definiendo el orificio del aumento un eje longitudinal del orificio del aumento, incluyendo el cóndilo una característica de sujeción que se extiende hasta el orificio del cóndilo. La combinación de esta forma de la presente invención puede incluir adicionalmente un elemento de fijación, atravesando el elemento de fijación el orificio del aumento y el orificio del cóndilo para acoplarse a la característica de sujeción y asegurar el aumento al cóndilo, estando alineado el eje longitudinal del orificio del cóndilo con el eje longitudinal del orificio del aumento. La combinación de esta forma de la presente invención puede incluir además un impulsor que incluye un mango y un vástago impulsor que se extiende desde el mango y que termina en un extremo del impulsor, siendo el extremo del impulsor acoplable al elemento de fijación, definiendo el vástago impulsor un radio del vástago impulsor desde el eje longitudinal del vástago impulsor hasta una extensión del perímetro del vástago impulsor, estando el eje longitudinal del orificio del cóndilo separado a una distancia mínima de la superficie de contacto del ala anterior con el hueso, siendo la distancia mínima por lo menos igual al radio del vástago impulsor. En una realización a título de ejemplo, la distancia mínima puede ser de 4 mm. En una realización, la superficie de contacto del ala anterior con el hueso comprende una faceta anterior y la distancia mínima se mide en un plano que incluye la faceta anterior.

La presente invención, en una forma adicional de la misma, comprende un sistema de prótesis femoral que incluye un componente femoral de prótesis de rodilla que tiene un ala anterior, teniendo el ala anterior una superficie de contacto del ala anterior con el hueso, y un cóndilo que se extiende desde el ala anterior, teniendo el cóndilo una superficie de contacto del cóndilo con el hueso opuesta a la superficie de contacto del ala anterior con el hueso. El sistema de prótesis femoral de esta forma de la presente invención puede incluir además un aumento destinado a asegurarse al cóndilo. El sistema de prótesis femoral de esta forma de la presente invención puede incluir además un elemento de fijación que sirve para asegurar el aumento al cóndilo, definiendo el elemento de fijación un eje longitudinal de elemento de fijación, estando situado el elemento de fijación para asegurar el aumento al cóndilo, no intersecándose el eje longitudinal del elemento de fijación con el ala anterior.

La presente invención, en otra de sus formas, comprende, en combinación, un sistema de prótesis femoral que incluye un componente femoral de prótesis de rodilla que tiene un ala anterior, incluyendo el ala anterior una superficie de contacto del ala anterior con el hueso, y un cóndilo que se extiende desde el ala anterior, teniendo el cóndilo una superficie de contacto del cóndilo con el hueso, siendo la superficie de contacto del cóndilo con el hueso opuesta a la superficie de contacto del ala anterior con el hueso. La combinación de esta forma de la presente invención puede incluir además un aumento destinado a asegurarse al cóndilo. La combinación de esta forma de la presente invención puede incluir adicionalmente un elemento de fijación que sirve para asegurar el aumento al cóndilo. La combinación de esta forma de la presente invención puede incluir además un impulsor que incluye un mango y un vástago impulsor que se extiende desde el mango y que termina en un extremo del impulsor, definiendo el vástago impulsor un eje longitudinal, siendo el extremo del impulsor acoplable al elemento de fijación, definiendo el vástago impulsor un radio del vástago impulsor desde el eje longitudinal del vástago impulsor hasta una extensión del perímetro del vástago impulsor, con el vástago impulsor colocado para introducir el elemento de fijación en una posición de acoplamiento para asegurar el aumento al cóndilo, pudiendo girar el impulsor en rotación alrededor del eje longitudinal del vástago impulsor lo suficiente como para accionar el elemento de fijación con el fin de asegurar el aumento posterior al cóndilo y estando colocado el eje longitudinal del vástago impulsor a una distancia mínima del ala anterior a lo largo de toda la rotación alrededor del eje longitudinal del vástago impulsor suficiente como para accionar el elemento de fijación con el fin de asegurar el aumento posterior al cóndilo, siendo la distancia mínima por lo menos igual al radio del vástago impulsor, de manera que el vástago impulsor no entre en contacto con el ala anterior al realizar una rotación alrededor del eje longitudinal del vástago impulsor suficiente para accionar el elemento de fijación con el fin de asegurar el aumento posterior al cóndilo. En una realización a título de ejemplo, la distancia mínima puede ser de 4 mm.

La presente invención se puede fabricar mediante un procedimiento de fabricación de un componente femoral de prótesis utilizable con un aumento posterior, consistiendo el procedimiento en: formar un componente femoral de prótesis a partir de un material biológicamente compatible, incluyendo el componente femoral de prótesis un ala anterior que tiene una superficie de contacto del ala anterior con el hueso; y un cóndilo que se extiende desde el ala anterior, teniendo el cóndilo una superficie de contacto del cóndilo con el hueso, siendo la superficie de contacto del cóndilo con el hueso opuesta a la superficie de contacto del ala anterior con el hueso; seleccionar una herramienta de formación giratoria, teniendo la herramienta de formación giratoria un vástago impulsor con una periferia del vástago impulsor y un eje longitudinal, definiendo el vástago impulsor un radio del vástago impulsor a la periferia del

vástago impulsor; colocar la herramienta de formación giratoria de tal manera que el eje longitudinal del vástago impulsor de la herramienta de formación giratoria se interseque con la superficie de contacto del cóndilo con el hueso en un punto de intersección y sea oblicua a la superficie de contacto del cóndilo con el hueso y el eje longitudinal del vástago impulsor de la herramienta de formación giratoria esté separada en una distancia mínima de superficie de contacto del ala anterior con el hueso, siendo la distancia mínima por lo menos igual al radio del vástago impulsor, en donde, con el eje longitudinal de la herramienta de formación giratoria intersecándose con el punto de intersección, el ala anterior impone una barrera física que evita que la herramienta de formación giratoria se coloque perpendicular a la superficie de contacto del cóndilo con el hueso; y, con la herramienta de formación giratoria colocada según se definió en la etapa de colocación, accionar la herramienta de formación giratoria para formar un orificio a través de la superficie de contacto del cóndilo con el hueso y hasta el cóndilo.

Breve descripción de los dibujos

Las características y ventajas antes mencionadas y otras adicionales de esta memoria descriptiva, así como la manera de alcanzarlas, resultarán más evidentes y la propia memoria descriptiva se comprenderá mejor haciendo referencia a las siguientes descripciones de realizaciones de la memoria descriptiva, tomadas en conjunto con los dibujos adjuntos, en los que:

la figura 1 es una vista en perspectiva de un sistema femoral de prótesis de rodilla de la técnica anterior que incluye un componente femoral, un aumento femoral posterior y un impulsor excéntrico;

la figura 2 es una vista en perspectiva de un componente femoral de acuerdo con la presente memoria descriptiva;

la figura 3 es una vista en perspectiva de un aumento femoral posterior de acuerdo con la presente memoria descriptiva;

la figura 4 es una vista en perspectiva en despiece ordenado de un sistema femoral de prótesis de rodilla de acuerdo con la presente memoria descriptiva;

la figura 5 es una vista en planta, en sección parcial, de un sistema femoral de prótesis de rodilla de acuerdo con la presente memoria descriptiva, en la que se muestran en sección un lado posterior de un componente femoral y un aumento femoral posterior;

la figura 6A es una vista en sección transversal fragmentaria del lado posterior del componente femoral de la figura 5 y del aumento femoral posterior de la figura 5, en la que se ilustran los dientes del casquillo de conexión del aumento femoral posterior en una posición no expandida;

la figura 6B es una vista en sección transversal fragmentaria del lado posterior del componente femoral de la figura 5 y del aumento femoral posterior de la figura 5, en la que se ilustran los dientes del casquillo de conexión del aumento femoral posterior en una posición expandida;

la figura 7A es una vista en perspectiva de un sistema femoral de prótesis de rodilla que incluye un aumento femoral distal y un aumento femoral posterior de acuerdo con la presente memoria descriptiva;

la figura 7B es una vista en sección transversal tomada a lo largo de la línea 7B-7B en la figura 7A;

la figura 8 es una vista en planta, en sección parcial, de un sistema femoral de prótesis de rodilla de acuerdo con otra realización a título de ejemplo de la presente memoria descriptiva, en la que se muestran en sección un lado posterior de un componente femoral y un aumento femoral posterior;

la figura 9A es una vista en sección transversal fragmentaria de un lado posterior de un componente femoral y un aumento femoral posterior de un sistema femoral de prótesis de rodilla de acuerdo con otra realización a título de ejemplo de la presente memoria descriptiva, que ilustra los dientes del casquillo de conexión del componente femoral en una posición no expandida;

la figura 9B es una vista en sección transversal fragmentaria del lado posterior del componente femoral de la figura 9A y del aumento femoral posterior de la figura 9A, en la que se ilustran los dientes del casquillo de conexión del componente femoral en una posición expandida; y

la figura 10 es una vista en perspectiva que ilustra un procedimiento de fabricación de un componente femoral de prótesis utilizable con un aumento posterior de acuerdo con la presente memoria descriptiva.

Los caracteres de referencia correspondientes indican partes correspondientes en las diversas vistas. Las ejemplificaciones expuestas en este documento ilustran realizaciones a título de ejemplo de la memoria descriptiva, y tales ejemplificaciones no se deben interpretar como limitantes en modo alguno del alcance de la memoria descriptiva.

Descripción detallada

5 En la siguiente discusión, «proximal» se refiere a una dirección generalmente hacia el corazón de un paciente, y
 «distal» se refiere a la dirección opuesta a proximal, es decir, alejándose del corazón de un paciente. Tal y como se
 usa en este documento, «anterior» se refiere a una dirección generalmente hacia la parte frontal de un paciente, y
 «posterior» se refiere a la dirección opuesta a anterior, es decir, hacia la parte posterior de un paciente. Además, tal
 y como se usa en este documento, «medial» se refiere a una dirección generalmente hacia la parte media de un
 paciente, y «lateral» se refiere a la dirección opuesta a medial, es decir, hacia la parte lateral de un paciente.
 10 Mientras que las realizaciones a título de ejemplo detalladas en este documento se muestran y se describen con
 respecto a una rodilla izquierda, se apreciará que la presente memoria descriptiva es igualmente aplicable a una
 configuración de la rodilla derecha.

15 La figura 2 ilustra un componente femoral de acuerdo con una realización a título de ejemplo de la presente memoria
 descriptiva. El componente femoral 31 de la presente memoria descriptiva está adaptado para ser montado en un
 fémur distal. En la realización a título de ejemplo de la figura 2, el componente femoral 31 es un componente femoral
 posterior estabilizado, aunque se contempla la utilización de otros componentes femorales de acuerdo con la
 presente memoria descriptiva, tales como componentes femorales que cooperan para formar una prótesis de
 20 retención de ligamentos cruzados o una prótesis de rodilla con un nivel intermedio de restricción entre una retención
 de ligamentos cruzados y una prótesis posterior estabilizada. El componente femoral 31 también puede estar
 disponible en una variedad de formas y tamaños para adaptarse a una variedad de diferentes fisiologías de rodilla.

25 El componente femoral 31 incluye generalmente una superficie interior de contacto con el hueso 32 y una superficie
 exterior articular opuesta 34, extendiéndose cada una de ellas entre el ala anterior 36 y el lado posterior 38. La
 superficie de contacto con el hueso 32 está adaptada para fijar el componente femoral 31 a una parte distal de un
 fémur, por ejemplo con cemento óseo y/o con material poroso de endocrecimiento óseo. El componente femoral 31
 también incluye un cóndilo medial 40 y un cóndilo lateral 42, estando formada la fosa intercondílea 44 entre los
 30 cóndilos 40, 42. La superficie de contacto con el hueso 32 de los cóndilos 40, 42 en el lado posterior 38 está opuesta
 al ala anterior 36. Los cóndilos 40, 42 están unidos mediante la caja intercondílea 46. El vástago 48 se extiende
 proximalmente desde la caja intercondílea 46. La superficie exterior articular 34 está dispuesta generalmente
 opuesta a la superficie interior de contacto con el hueso 32, y está compuesta por las superficies exteriores de los
 cóndilos medial y lateral 40, 42, así como por la superficie exterior del ala anterior 36. El componente femoral 31
 incluye también la leva femoral 50 formada en el lado posterior 38. La leva femoral 50 se extiende sobre los cóndilos
 35 medial y lateral 40, 42.

En un componente femoral posterior estabilizado, tal como el componente femoral 31, la leva 50 coopera con una
 espina (no se muestra) formada en un componente tibial (no mostrado) para guiar o restringir el movimiento dentro
 de ciertos límites predefinidos. Las prótesis posteriores estabilizadas resultan adecuadas cuando el ligamento
 40 cruzado posterior (LCP) se desgarró o sufrió otro tipo de daño, o cuando se reseca el LCP durante una intervención
 quirúrgica.

La superficie interior de contacto con el hueso 32 del componente femoral 31 está adaptada para acoplarse con una
 superficie articular reseca de un fémur distal (no mostrado) e incluye una faceta anterior 52, una faceta
 45 achaflanada anterior 54, una faceta distal 56, una faceta posterior 58 y una faceta achaflanada posterior 60. La
 faceta anterior 52, la faceta achaflanada anterior 54, la faceta posterior 58 y la faceta achaflanada posterior 60
 corresponden a los cortes practicados en un extremo distal de un fémur para permitir la implantación de un
 componente femoral de prótesis, es decir, un corte anterior, un corte achaflanado anterior, un corte posterior y un
 corte achaflanado posterior. La faceta anterior 52 y la faceta posterior 58 divergen entre sí en una dirección distal a
 proximal con el fin de facilitar una técnica quirúrgica en la que el componente femoral 31 se puede implantar en un
 50 fémur en una dirección distal a proximal. En una realización a título de ejemplo, la faceta anterior 52 diverge de la
 faceta posterior 58, de tal manera que un plano que contiene la faceta anterior 52 forma un ángulo de 1-5° con el
 plano que contiene la faceta posterior 58. El componente femoral 31 puede ser parte de un sistema de prótesis
 provisional o un sistema de prótesis definitiva, es decir, el componente femoral 31 es el componente femoral
 definitivo implantado a un fémur distal resecaado.

55 Haciendo referencia a la figura 2, el componente femoral 31 incluye orificios 62 formados en la faceta posterior 58 en
 el cóndilo medial 40 y en el cóndilo lateral 42. Si bien se ha descrito haciendo referencia a la faceta posterior 58, la
 característica de sujeción de la presente memoria descriptiva también se puede formar en la faceta achaflanada
 posterior 60. En términos generales, la presente invención se emplea con una faceta del componente femoral que se
 60 opone a otra característica del componente femoral, de tal manera que la característica presenta una barrera a una
 herramienta que acceda a la característica de sujeción a lo largo de una trayectoria perpendicular a la faceta con la
 que la característica de sujeción está asociada. Una pared del orificio 66 define cada orificio 62 que tiene un eje
 longitudinal A_2 . Los orificios 62 son orificios ciegos, es decir, no se extienden completamente desde la faceta
 posterior 58 hasta la superficie exterior articular 34. El eje longitudinal A_2 del orificio 62 no se interseca con el ala
 65 anterior 36. En la realización ilustrada en la figura 2, la faceta posterior 58 y la faceta anterior 52 son generalmente
 paralelas y el eje longitudinal A_2 no es perpendicular a la faceta posterior 58. Como se entenderá por los dibujos y la

descripción de este documento, el eje longitudinal A_2 representa una línea imaginaria que se extiende más allá de los límites del orificio 62. En esta realización, el eje longitudinal A_2 del orificio 62 es oblicuo a la faceta posterior 58 y a la faceta anterior 52, es decir, el eje longitudinal A_2 del orificio 62 no es ni paralelo ni perpendicular a la faceta posterior 58 ni a la faceta anterior 52. En otras realizaciones, la faceta posterior 58 del componente femoral 31 puede estar inclinada en relación con faceta anterior 52, es decir, la faceta posterior 58 puede no ser paralela a la faceta anterior 52.

De manera ventajosa, el componente femoral 31 permite que se pueda usar una herramienta, tal como una llave dinamométrica, que tiene un impulsor recto (tal como el vástago impulsor recto 102 mostrado en las figuras 4, 5, y 8) para asegurar una aumento femoral posterior (tal como el aumento posterior 70 mostrado en las figuras 3, 4, 5, y 8) a la faceta posterior 58 del componente femoral 31. Un impulsor recto, tal como el vástago impulsor recto 102, incluye un eje longitudinal lineal desde un extremo (tal como el primer extremo 103 mostrado en las figuras 4, 5, y 8) a otro extremo (tal como el segundo extremo 105 mostrado en las figuras. 4, 5 y 8). El vástago impulsor recto 102 es capaz de transferir una fuerza de impacto desde el primer extremo 103 (mostrado en las figuras 4, 5 y 8) hasta el segundo extremo 105 (mostrado en las figuras 4, 5 y 8) a lo largo de eje longitudinal A_2 y es capaz de impartir un par de torsión desde el primer extremo 103 hasta el segundo extremo 105 alrededor del eje longitudinal A_2 .

Al tener orificios 62 con ejes longitudinales A_2 que no se intersecan con el ala anterior 36, no es necesario un impulsor excéntrico (tal como impulsor con eje excéntrico 16 mostrado en la figura 1) para asegurar el aumento posterior 70 a la faceta posterior 58 del componente femoral 31, dado que no es necesario evitar el ala anterior 36 al asegurar el aumento posterior 70 a la faceta posterior 58 del componente femoral 31.

La figura 5 ilustra la perpendicular P que se interseca con el eje longitudinal A_2 del orificio 62 en un plano que contiene la faceta posterior 58. La perpendicular P es perpendicular a la faceta posterior 58 y, en ciertas realizaciones, se interseca con el ala anterior 36. En realizaciones alternativas de la presente invención, la perpendicular P tiene una separación mínima con respecto al ala anterior 36 de no más de 8 mm. En otras realizaciones, la perpendicular P tiene una separación mínima con respecto al ala anterior 36 de no más de 5 mm. La definición de la perpendicular P con una separación mínima con respecto al ala anterior 36 de no más de 8 mm o de no más de 5 mm pretende incluir las realizaciones en las que la perpendicular P se interseca con el ala anterior 36, es decir, tiene una separación mínima de cero. Es decir, «no más de» incluye cualquier valor menor que o igual al valor indicado. En este contexto, «separación mínima» se refiere a la distancia más corta entre la perpendicular P y el ala anterior 36. A lo largo de este documento, frases como «separación mínima» y «distancia mínima» denotan la distancia más corta entre dos puntos, tales como una estructura física de la prótesis y una línea o un eje imaginarios. En una realización a título de ejemplo, el eje longitudinal del orificio del cóndilo A_2 forma un ángulo α con la perpendicular P en el intervalo de 7-27°. En una realización a título de ejemplo, el ángulo α está comprendido en el intervalo de 12-22°. En otra realización a título de ejemplo, el ángulo α es igual a 17°. En la realización ilustrada, el ángulo α se mide en un plano anatómico transversal. En ciertas realizaciones, el ángulo α se medirá en un plano paralelo a la faceta distal 56.

Haciendo referencia a las figuras 5 y 8, el eje longitudinal A_2 del orificio 62 no se interseca con el ala anterior 36 y el eje longitudinal A_2 del orificio 62 está separado del ala anterior 36 en una distancia mínima. La distancia mínima es por lo menos tan grande como la extensión del vástago impulsor recto 102 desde su eje longitudinal para permitir que el vástago impulsor recto 102 evite el ala anterior 36 cuando el vástago impulsor recto 102 se utiliza para efectuar la fijación del aumento posterior 70 al lado posterior 38 del componente femoral 31. En una realización a título de ejemplo, el vástago impulsor es un vástago impulsor cilíndrico que tiene un radio de alrededor de 4 mm. En una realización como esta, la distancia mínima entre el eje longitudinal A_2 del orificio 62 y el ala anterior 36 es de 4 mm. En la realización ilustrada en las figuras 2, 5 y 8, la distancia mínima se mide en un plano que incluye la faceta anterior 52. Con el tornillo de ajuste 90 o el elemento de fijación 140 en la posición en la que se asegurará para fijar el aumento posterior 70 al lado posterior 38 del componente femoral 31, la parte del vástago impulsor 102 adyacente al ala anterior 36 durante la operación de sujeción, es decir, hasta que el tornillo de ajuste 90 o el elemento de fijación 140 estén fijados en el orificio 62, está separada por una distancia que es al menos tan grande como la extensión del vástago impulsor 102 desde su eje longitudinal. En una realización, la totalidad del vástago impulsor 102 está separada del ala anterior 36 por una distancia que es al menos tan grande como la extensión del vástago impulsor 102 desde su eje longitudinal.

En la realización ilustrada en las figuras 5 y 8, el vástago impulsor recto 102 tiene una forma de sección transversal cilíndrica. En una realización como esta, el eje longitudinal A_2 del orificio 62 está separado del ala anterior 36 por lo menos por el radio del vástago impulsor recto 102. En otras realizaciones, el vástago impulsor 102 puede tener formas de sección transversal poligonales de múltiples lados, tales como formas de sección transversal cuadrada o rectangular. En tales realizaciones, una extensión del perímetro del vástago impulsor 102 es la parte radialmente hacia fuera más alejada desde el eje longitudinal del vástago impulsor 102, y la sección transversal del vástago impulsor 102 define un radio del vástago impulsor hasta la extensión del perímetro del vástago impulsor 102. En estas realizaciones, el eje longitudinal A_2 del orificio 62 está separado del ala anterior 36 por lo menos por el radio del vástago impulsor 102. En realizaciones alternativas, el vástago impulsor 102 puede tener una forma irregular, por ejemplo, el vástago impulsor 102 podría tener una sección transversal variable a lo largo de su longitud y/o tener un centro del eje en de determinadas secciones transversales que no siempre fuese coincidente con el eje longitudinal

del vástago impulsor. En las realizaciones que incluyen vástagos impulsores que tienen formas irregulares, el vástago impulsor podría tener extensiones del perímetro a una distancia variable desde el eje longitudinal del vástago impulsor. En tales realizaciones, el eje longitudinal A₂ del orificio 62 está separado del ala anterior 36 por al menos la distancia entre el eje longitudinal del vástago impulsor y la extensión del perímetro del vástago impulsor
 5 que será adyacente al ala anterior 36 durante el uso para asegurar el aumento posterior 70 al lado posterior 38 del componente femoral 31. De esta manera, el vástago impulsor 102, durante el uso, podrá girar alrededor de su eje longitudinal en los 360 grados de rotación sin encontrarse con el ala anterior 36. En ciertas realizaciones, no será necesaria la rotación del vástago impulsor en los 360° de rotación para accionar un elemento de fijación con el fin de asegurar un aumento posterior al cóndilo. En cualquier caso, las realizaciones de la presente memoria descriptiva
 10 permitirán una rotación suficiente de un impulsor para accionar un elemento de fijación con el fin de asegurar un aumento posterior al cóndilo posterior de una prótesis femoral.

Haciendo referencia a las figuras 2 y 7A, el componente femoral 31 incluye también un orificio distal 64 situado en la faceta distal 56 para recibir un elemento de fijación con el fin de asegurar un aumento femoral distal (tal como el aumento distal 120 mostrado en la figura 7A) a la faceta distal 56, como se comentará con más detalle en lo sucesivo.
 15

El componente femoral 31 puede estar construido de cualquier cerámica o metal biocompatible, tales como, aunque no en sentido limitativo, titanio, una aleación de titanio, cromo cobalto, cromo molibdeno cobalto, tantalio poroso o una combinación de estos materiales, por ejemplo. El componente femoral 31 puede incluir un biomaterial altamente poroso útil como un sustituto óseo y como material receptor de células y de tejido. Un biomaterial altamente poroso puede tener una porosidad tan baja como el 55 %, el 65 % o el 75 % o tan alta como el 80 %, el 85 % o el 90 %. Un ejemplo de tal material se produce mediante la tecnología Trabecular Metal™, generalmente comercializada por Zimmer, Inc., de Warsaw, Indiana. Trabecular Metal™ es una marca comercial registrada de Zimmer, Inc. Tal material puede estar formado a partir de un sustrato de espuma de carbono vítreo reticulado que se infiltra y se recubre con un metal biocompatible, tal como el tantalio, mediante un proceso de depósito químico en fase vapor («CVD», por sus siglas en inglés), de la manera descrita con detalle en la patente de EE. UU. n.º 5.282.861 de Kaplan. Además de tantalio, también se pueden usar otros metales tales como niobio, o aleaciones de tantalio y niobio, o de estos con otros metales.
 20
 25
 30

En términos generales, la estructura del tantalio poroso incluye una gran pluralidad de ligamentos que definen espacios abiertos entre los mismos, incluyendo generalmente cada ligamento un núcleo de carbono cubierto por una película delgada de un metal tal como el tantalio, por ejemplo. Los espacios abiertos entre los ligamentos forman una matriz de canales continuos que no tienen extremos sin salida, de tal manera que se desinhibe el crecimiento de hueso esponjoso a través de la estructura del tantalio poroso. El tantalio poroso puede incluir hasta el 75 %, el 85 % o más espacio vacío en su interior. Por lo tanto, el tantalio poroso es una estructura porosa resistente a la par que ligera, que es sustancialmente uniforme y consistente en términos de composición, y que se parece mucho a la estructura del hueso esponjoso natural, proporcionando de esta manera una matriz en la que el hueso esponjoso puede crecer para facilitar la fijación del componente femoral 31 al hueso del paciente.
 35
 40

La estructura de tantalio poroso se puede realizar en una variedad de densidades con el fin de adaptar selectivamente la estructura a las aplicaciones particulares. En particular, como se describe en la patente de EE. UU. n.º 5.282.861, incorporada anteriormente, el tantalio poroso se puede fabricar en prácticamente cualquier porosidad y tamaño de poro deseados y, por consiguiente, se puede igualar al hueso natural circundante con el fin de proporcionar una matriz mejorada para la mineralización y el endocrecimiento óseo.
 45

La figura 3 ilustra las características del aumento femoral posterior 70 de acuerdo con una realización a título de ejemplo de la presente memoria descriptiva. El aumento posterior 70 proporciona un soporte estructural en las zonas de pérdida de masa ósea de un fémur distal y evita la existencia de espacios entre el fémur posterior y la faceta posterior 58 del componente femoral 31 instalado en el fémur distal. El aumento posterior 70 incluye generalmente una superficie de contacto del componente femoral 72, opuesta a la superficie de contacto con el hueso 74, y una pared periférica 76 que se extiende sobre la superficie de contacto del componente femoral 72 y la superficie de contacto con el hueso 74, el saliente 78 y el casquillo de conexión expandible 80. El saliente 78 se extiende formando un ángulo desde la superficie de contacto del componente femoral 72 e incluye el casquillo de conexión expandible 80 en un extremo terminal del mismo. La unión del aumento posterior 70 al componente femoral 31 mediante el casquillo de conexión expandible 80 se explicará con más detalle en lo sucesivo. El casquillo de conexión expandible 80 incluye generalmente cuatro dientes del casquillo de conexión 82 situados alrededor de una periferia del casquillo de conexión expandible 80. La ranura anular 83 está situada entre los dientes del casquillo de conexión 82 y el saliente 78. Los dientes del casquillo de conexión 82 incluyen una parte exterior cónica 85 y una parte interior cónica 112 (mostrada en las figuras 6A y 6B).
 50
 55
 60

El aumento posterior 70 también incluye una cavidad del aumento 84 que se extiende sobre la superficie de contacto del aumento con el hueso 74 y la extensión de los dientes del casquillo de conexión 82. La cavidad del aumento 84 incluye una parte interior roscada del aumento 114 (mostrada en las figuras 6A y 6B), la cual, durante el uso, recibe un elemento de fijación roscado tal como el tornillo de ajuste 90. El tornillo de ajuste 90 se explicará con más detalle en lo sucesivo. Con el aumento 70 situado adyacente al orificio 62 de la faceta posterior 58 del componente femoral
 65

31, de tal manera que la cavidad del aumento 84 esté alineada con el orificio 62, el eje longitudinal A_3 (mostrado en las figuras 4 y 5) de la cavidad del aumento 84 es colineal al eje longitudinal A_2 del orificio 62 y no se interseca con el ala anterior 36.

5 Haciendo referencia a la figura 3, el aumento posterior 70 incluye, además, dos protuberancias del aumento 86 que se extienden desde la superficie de contacto del componente femoral 72. Una protuberancia del aumento 86 está situada a cada lado del saliente 78 y las protuberancias 86 se pueden utilizar para disponer el aumento posterior 70 en la posición adecuada en relación con la faceta posterior 58 del componente femoral 31. En realizaciones alternativas, las protuberancias 86 pueden tener una superficie continua que puede encajar en una superficie rebajada inferiormente de la faceta posterior 58 del componente femoral 31. Haciendo referencia a las figuras 3 y 4, el aumento posterior 70 incluye el borde biselado 89. El borde biselado 89 y el componente femoral de la superficie de contacto 72 imitan el contorno de la faceta posterior 58 y la faceta achaflanada posterior 60 del componente femoral 31 para permitir un ajuste estrecho de la superficie de contacto del componente femoral 72 del aumento 70 con la faceta posterior 58 del componente femoral 31 y del borde biselado 89 del aumento 70 con la faceta achaflanada posterior 60 del componente femoral 31.

El aumento posterior 70 puede estar construido de cualquier cerámica o metal biocompatible, tales como, aunque no en sentido limitativo, titanio, una aleación de titanio, cromo cobalto, cromo molibdeno cobalto o tantalio poroso, o una combinación de los materiales, por ejemplo. En ciertas realizaciones, los aumentos de la presente memoria descriptiva pueden estar hechos de una aleación de Tivanium™ (Ti-6Al-4V) generalmente comercializada por Zimmer, Inc., de Warsaw, Indiana. Tivanium™ es una marca registrada de Zimmer, Inc. El aumento posterior 70 también se puede construir en todo o en parte de un biomaterial altamente poroso, tal como un material producido utilizando la tecnología Trabecular Metal™, como se describió anteriormente.

25 De manera similar al componente femoral 31, el aumento posterior 70 puede formar parte de un sistema de prótesis provisional o de un sistema de prótesis definitiva. En ciertas realizaciones, el aumento posterior 70 será desechable. Por ejemplo, en un sistema de prótesis provisional, si el aumento posterior 70 se deforma durante el uso, el aumento posterior 70 se puede desechar después de su uso a modo de prueba.

30 Las figuras 4-6B ilustran la unión del aumento posterior 70 al lado posterior 38 del componente femoral 31. Como se muestra en la figura 4, un kit quirúrgico de acuerdo con la presente memoria descriptiva incluye un componente femoral 31, un aumento posterior 70, un tornillo de ajuste 90 y una llave dinamométrica 100 que tiene un vástago impulsor recto 102. Haciendo referencia a la figura 4, el tornillo de ajuste 90 incluye generalmente una parte roscada 92, una parte cónica 94 y un casquillo hembra interno 96. El tornillo de ajuste 90 puede estar construido de cualquier cerámica o metal biocompatible, tales como, aunque no en sentido limitativo, titanio o una aleación de titanio, tal como Tivanium™ comercializada por Zimmer, Inc., por ejemplo. La llave dinamométrica 100 incluye generalmente un vástago impulsor recto 102, una cabeza hueca 104 y un mango 106 (figura 4). Haciendo referencia a la figura 5-6B, la protrusión 110 se extiende desde la pared del orificio 66 al orificio 62, los dientes del casquillo de conexión 82 incluyen una parte interior cónica 112, y el aumento posterior 70 incluye una parte interior roscada 114.

40 El vástago impulsor recto 102 está conectado de manera operativa a una llave dinamométrica 100 y se utiliza para asegurar el aumento posterior 70 al componente femoral 31. De manera ventajosa, dado que el eje longitudinal A_2 del orificio 62 del componente femoral 31 no se interseca con el ala anterior 36, el vástago impulsor recto 102 se puede utilizar para fijar el aumento posterior 70 en el lado posterior 38 del componente femoral 31.

45 El aumento posterior 70 está montado en el lado posterior 38 del componente femoral 31, de tal manera que la superficie de contacto del componente femoral 72 está situada adyacente a la faceta posterior 58 del componente femoral 31 y las protuberancias del aumento 86 entran en contacto con la faceta posterior 58 (mostrada en las figuras 6A y 6B). Una vez que el aumento posterior 70 está debidamente alineado con la faceta posterior 58, de tal manera que la cavidad del aumento 84 esté alineada con el orificio 62, el eje longitudinal A_3 (mostrado en las figuras 4 y 5) de la cavidad del aumento 84 es colineal al eje longitudinal A_2 del orificio 62 y no se interseca con el ala anterior 36.

50 Con la cavidad 84 del aumento posterior 70 situada adyacente al orificio 62, el casquillo de conexión expandible 80 del aumento posterior 70 se inserta en el orificio 62, de manera que los dientes 82 del casquillo de conexión expandible 80 se extienden más allá de la faceta posterior 58 del componente femoral 31 y en el orificio 62. Haciendo referencia a las figuras 5-6B, cuando los dientes del casquillo de conexión 82 se insertan en el orificio 62 del componente femoral 31, la parte exterior cónica 85 de los dientes del casquillo de conexión 82 deslizan sobre la protrusión 110, y más allá de la misma, en el orificio 62 de tal manera que los dientes del casquillo de conexión 82 se localizan pasada la protrusión 110 y la protrusión 110 ocupa la ranura anular 83. La figura 6A ilustra los dientes del casquillo de conexión 82 en una posición no expandida, habiéndose deslizado los dientes del casquillo de conexión 82 más allá de la protrusión 110 y la ranura anular 83 situada adyacente a la protrusión 110. A continuación, el tornillo de ajuste 90 se puede colocar en la cavidad del aumento 84.

65 Una vez que los dientes del casquillo de conexión 82 están en la posición mostrada en la figura 6A y el tornillo de ajuste 90 está colocado en la cavidad del aumento 84, la cabeza hueca 104 del vástago impulsor recto 102 se puede

insertar en el casquillo hembra interno 96 del tornillo de ajuste 90, y el tornillo de ajuste 90 se puede apretar girando el vástago impulsor recto 102 y una llave dinamométrica 100 utilizando el mango 106 (figura 4). A medida que el tornillo de ajuste 90 se enrosca en la cavidad del aumento 84, la parte cónica 94 del tornillo de ajuste 90 coopera con la parte interior cónica 112 de los dientes del casquillo de conexión 82 y empuja los dientes del casquillo de conexión 82 hacia afuera hasta que la parte exterior 85 de los dientes del casquillo de conexión 82 entran en contacto con la pared del orificio 66 del orificio 62 y bloquea los dientes del casquillo de conexión 82 sobre la protrusión 110, como se muestra en la figura 6B. Esta configuración asegura que, con los dientes del casquillo de conexión 82 bloqueados mecánicamente sobre la protrusión 110, el aumento posterior 70 queda asegurado a la faceta posterior 58 del componente femoral 31, de tal manera que se impida el movimiento relativo significativo entre el aumento 70 y el componente femoral 31.

En una realización alternativa, haciendo referencia a la figura 8, el elemento de fijación 140 se utiliza para conectar el aumento posterior 70 al lado posterior 38 del componente femoral 31. Como se muestra en la figura 8, en una realización como esta, el orificio 62 incluye una parte de orificio roscado 142 y el aumento posterior 70 incluye un orificio ensanchado 144 que forma el hombro del aumento 146. El elemento de fijación 140 incluye generalmente la cabeza 148 y el vástago 150 que tiene una parte roscada 152. La transición entre la cabeza 148 y el vástago 150 define el hombro del elemento de fijación 154. El hombro del elemento de fijación 154 se acopla al hombro del aumento 146 en el orificio ensanchado 144 del aumento posterior de 70 para conseguir un acoplamiento estrecho entre el aumento posterior 70 y el componente femoral 31 a medida que el elemento de fijación 140 se enrosca en la parte de orificio roscado 142. El hombro del aumento 146 del aumento posterior 70 está rebajado suficientemente por debajo de la superficie de contacto del aumento con el hueso 74 del aumento posterior 70 de tal manera que la cabeza 148 del elemento de fijación 140 no sobresalga por encima del plano de la superficie de contacto del aumento con el hueso 74 cuando el elemento de fijación 140 está completamente apretado. En la realización alternativa ilustrada en la figura 8, el vástago impulsor recto 102 se puede utilizar para apretar el elemento de fijación 140 con el fin de asegurar el aumento posterior 70 sobre el lado posterior 38 del componente femoral 31 puesto que el eje longitudinal A_2 del orificio 62 del componente femoral 31 no se interseca con el ala anterior 36.

Las figuras 9A y 9B ilustran otra realización a título de ejemplo. Esta realización de la presente memoria descriptiva incluye características similares a la realización ilustrada en las figuras 2-6B. Estas características se denotan con el mismo número de referencia utilizado para identificar la característica correspondiente en la realización anterior, seguido de la letra A. Por motivos de brevedad, no se explicará la totalidad de estos componentes similares en relación con la realización ilustrada en las figuras 9A y 9B.

Haciendo referencia a las figuras 9A y 9B, el sistema femoral de prótesis de rodilla 200 incluye un componente femoral 210, un aumento femoral posterior 220, un tornillo de ajuste 90A y una llave dinamométrica 100A. En esta realización, el casquillo de conexión expandible 160 se extiende desde el cóndilo 40A del componente femoral 210 y el saliente del cóndilo 162 se extiende formando un ángulo desde la faceta posterior 58A del componente femoral 210 e incluye el casquillo de conexión expandible 160 en un extremo terminal del mismo. En una realización, el casquillo de conexión expandible 160 está formado de manera integral con la faceta posterior 58A del cóndilo 40A. El casquillo de conexión expandible 160 incluye generalmente dientes del casquillo de conexión 164 situados alrededor de una periferia del casquillo de conexión expandible 160. La ranura anular 166 está situada entre los dientes del casquillo de conexión 164 y el saliente del cóndilo 162. Los dientes del casquillo de conexión 164 incluyen una parte exterior cónica 168 y una parte interior cónica 170. El casquillo de conexión expandible 160 y el saliente del cóndilo 162 también incluyen una pared del orificio del cóndilo 171 que define el orificio del cóndilo 172 que tiene el eje longitudinal A_2 . El orificio del cóndilo 172 abarca toda la extensión de los dientes del casquillo de conexión 164 y del saliente del cóndilo 162. El eje longitudinal A_2 del orificio 172 no se interseca con el ala anterior 36 (figuras 2 y 5). Haciendo referencia a las figuras 9A y 9B, el orificio del cóndilo 172 penetra en la faceta posterior 58A del componente femoral 210. En otras realizaciones, ninguna parte del orificio del cóndilo 172 penetra en la faceta posterior 58 del componente femoral 210. El orificio del cóndilo 172 incluye la parte interior roscada 174, la cual, durante el uso, recibe un elemento de fijación roscado tal como el tornillo de ajuste 90A.

Haciendo referencia a las figuras 9A y 9B, el aumento posterior 220 incluye la pared del orificio interior 181 que define el orificio del aumento 180 que tiene un eje longitudinal A_3 . El orificio del aumento 180 abarca la superficie de contacto del componente femoral 72A y la superficie de contacto con el hueso 74A. El orificio del aumento 180 también incluye la protrusión del aumento 182 que se extiende desde la pared del orificio 181 hasta el orificio del aumento 180. El aumento posterior 220 está montado en el cóndilo 40A el lado posterior 38A del componente femoral 210, de tal manera que la superficie de contacto del componente femoral 72A está situada adyacente a la faceta posterior 58A del componente femoral 210 y las protuberancias del aumento 86A entran en contacto con la faceta posterior 58A. Una vez que el aumento posterior 220 está debidamente alineado con la faceta posterior 58A, el casquillo de conexión expandible 160 de cóndilo 40A se inserta en orificio del aumento 180 de tal manera que los dientes 164 del casquillo de conexión expandible 160 se extienden más allá de la protrusión del aumento 182 del aumento posterior 220, como se muestra en las figuras 9A. Con el orificio del aumento 180 del aumento posterior 220 recibiendo el casquillo de conexión expandible 160, el eje longitudinal A_3 de orificio del aumento 180 no se interseca con el ala anterior 36 (figura 5).

Cuando los dientes del casquillo de conexión 164 se insertan en el orificio del aumento 180 del aumento posterior

220, la parte exterior cónica 168 de los dientes del casquillo de conexión 164 deslizan sobre la protrusión del aumento 182, y más allá de la misma, en el orificio del aumento 180 de tal manera que los dientes del casquillo de conexión 164 se localizan pasada la protrusión del aumento 182 y la protrusión del aumento 110 ocupa la ranura anular 166. La figura 9A ilustra los dientes del casquillo de conexión 164 en una posición no expandida, habiéndose deslizado los dientes del casquillo de conexión 82 más allá de la protrusión del aumento 182 y la ranura anular 166 situada adyacente a la protrusión del aumento 182. A continuación, el tornillo de ajuste 90 se puede colocar en el orificio del aumento 180 y en el orificio del cóndilo 172. El tornillo de ajuste 90A define el eje longitudinal elemento de fijación A₄ y, con el tornillo de ajuste 90A posicionado de manera que asegure el aumento posterior 220 al cóndilo 40A del componente femoral 210, el eje longitudinal del elemento de fijación A₄ no se interseca con el ala anterior 36 (figura 5).

Una vez que los dientes del casquillo de conexión 164 están en la posición mostrada en la figura 9A y el tornillo de ajuste 90A está colocado en el orificio del aumento 180 y el orificio del cóndilo 172, la cabeza hueca 104A del vástago impulsor recto 102A se puede insertar en el casquillo hembra interno 96A del tornillo de ajuste 90A, y el tornillo de ajuste 90A se puede apretar girando el vástago impulsor recto 102A y una llave dinamométrica 100A utilizando el mango 106 (figura 4). A medida que el tornillo de ajuste 90A se enrosca en el orificio del cóndilo 172, la parte cónica 94A del tornillo de ajuste 90A coopera con la parte interior cónica 170 de los dientes del casquillo de conexión 164 y empuja los dientes del casquillo de conexión 164 hacia afuera hasta que la parte exterior 168 de los dientes del casquillo de conexión 164 entran en contacto con la pared del orificio 181 del orificio del aumento 180 y bloquea los dientes del casquillo de conexión 164 sobre la protrusión del aumento 182, como se muestra en la figura 9B. Esta configuración asegura que, con los dientes del casquillo de conexión 164 bloqueados mecánicamente sobre la protrusión del aumento 182, el aumento posterior 220 queda asegurado a la faceta posterior 58A del componente femoral 210, de tal manera que se impida el movimiento relativo significativo entre el aumento 220 y el componente femoral 210.

Haciendo referencia a las figuras 7A y 7B, el sistema femoral de prótesis de rodilla 30 puede incluir un aumento distal 120 asegurado a una faceta distal 56 del componente femoral 31. El aumento distal 120 proporciona un soporte estructural en las zonas de pérdida de masa ósea de un fémur distal y evita la existencia de espacios entre el fémur distal y la faceta posterior 56 del componente femoral 31 instalado en el fémur distal. El aumento distal 120 incluye generalmente una superficie proximal 122, opuesta a la superficie distal 124, y una cavidad del aumento distal 126 que se extiende sobre la superficie proximal 122 y la superficie distal 124. La cavidad del aumento distal 126 incluye una parte roscada interiormente 128.

Para asegurar el aumento distal 120 a la faceta distal 56 del componente femoral 31, la superficie distal 124 del aumento distal 120 se coloca sobre la faceta distal 56 de tal manera que la cavidad del aumento distal 126 quede colocada adyacente al orificio distal 64 (mostrado en la figura 2) situado en la faceta distal 56 del componente femoral 31. El orificio distal 64 incluye una parte de orificio roscado interiormente 130. Tras colocar correctamente el aumento distal 120 en la faceta distal 56 e insertar el elemento de fijación 132 que tiene un casquillo hembra 134 en la cavidad del aumento distal 126, se puede insertar una herramienta que tiene una sección transversal hexagonal en el casquillo hembra 134 del elemento de fijación roscado 132. Seguidamente, la herramienta que tiene una sección transversal hexagonal se puede girar para apretar el elemento de fijación roscado 132 en la parte de orificio roscado 130 con el fin de asegurar el aumento distal 120 a la faceta distal 56 del componente femoral 31. Debido a que ninguna parte del componente femoral 31 se opone a la faceta distal 56, es posible utilizar una variedad de impulsores, incluidos los que tienen un vástago impulsor recto, para asegurar el elemento de fijación roscado 132 en su lugar, como se describió anteriormente.

El aumento distal 120 puede estar construido de cualquier cerámica o metal biocompatible, tales como, aunque no en sentido limitativo, titanio o una aleación de titanio, por ejemplo. De manera similar al aumento posterior 70, el aumento distal 120 también puede estar construido de un material de Tivanium™ generalmente comercializado por Zimmer, Inc. El aumento distal 120 también se puede construir en todo o en parte de un biomaterial altamente poroso, tal como un material producido utilizando la tecnología Trabecular Metal™, como se describió anteriormente.

Haciendo referencia a la figura 10, el orificio 62 (figura 2) del componente femoral 31 de acuerdo con la presente memoria descriptiva se pueden practicar usando una broca 230 para perforar el orificio 62 en la faceta posterior 58 del componente femoral 31. Debido a que el eje longitudinal A₂ del orificio 62 no se interseca con el ala anterior 36, la broca 230 se puede colocar a lo largo de una trayectoria colineal con el eje longitudinal A₂ para evitar el ala anterior 36 y perforar el orificio 62 en la faceta posterior 58. De manera ventajosa, el orificio 62 del componente femoral 31 es menos costoso de fabricar que los sistemas femorales de prótesis de rodilla convencionales, tales como el que se ilustra en la figura 1. Haciendo referencia a la figura 1, no sería posible perforar con una broca un orificio (no mostrado) en el componente femoral 11 del sistema femoral de prótesis de rodilla convencional 10 en el lado posterior 24, dado que no sería posible colocar una broca a lo largo de una trayectoria colineal con el eje longitudinal A₁ puesto que el ala anterior 22 bloquearía la colocación de la broca en una posición tal. Por lo tanto, sería necesario aplicar una técnica de fabricación más cara y que requeriría mucho tiempo, tal como el mecanizado por electroerosión (EDM, por sus siglas en inglés) para producir un orificio en el lado posterior 24 del componente femoral 11.

Haciendo referencia a la figura 2, durante un procedimiento de fabricación para perforar un orificio 62 en la faceta posterior 58 del componente femoral 31, se determina una ubicación del orificio 62 en la faceta posterior 58 del componente femoral 31, orificio 62 que tiene un eje longitudinal del orificio A_2 que no se interseca con el ala anterior 36. A continuación, se selecciona la broca 230 (figura 10), que tiene una anchura de broca, para una herramienta de formación giratoria tal como el taladro 232. El vástago impulsor 234 de la herramienta de formación giratoria incluye una periferia del vástago impulsor, y un eje longitudinal y el vástago impulsor 234 definen un radio del vástago impulsor a la periferia del vástago impulsor. El vástago impulsor 234 de la herramienta de formación giratoria se coloca entonces a lo largo de una trayectoria colineal con el eje longitudinal del orificio A_2 de tal manera que, con la broca 230 colocada adyacente a la faceta posterior 58 del componente femoral 31, el eje longitudinal del vástago impulsor 234 no se interseque con el ala anterior 36 y esté separada del ala anterior 36 por una distancia mínima. La distancia mínima es por lo menos igual al radio del vástago impulsor para permitir que el vástago impulsor de la herramienta de formación giratoria evite el ala anterior 36 cuando el vástago impulsor y la broca se utilizan para formar un orificio a través de la faceta posterior 58 del componente femoral 31. En una realización, la distancia mínima se mide en un plano que incluye la faceta anterior 52 (mostrada en la figura 2). Finalmente, se crea el orificio 62 perforando un orificio en la faceta posterior 58 del componente femoral 31 con ayuda de una broca 230 colocada como se describió anteriormente. Una vez formado el orificio 62, se puede utilizar la terraja 236 (por ejemplo, junto con el taladro 232) para roscar el orificio 62. El vástago impulsor de la terraja 236 está dimensionado de manera que quede separado del ala anterior 36 de la misma manera que el vástago impulsor 234 queda separado del ala anterior 36.

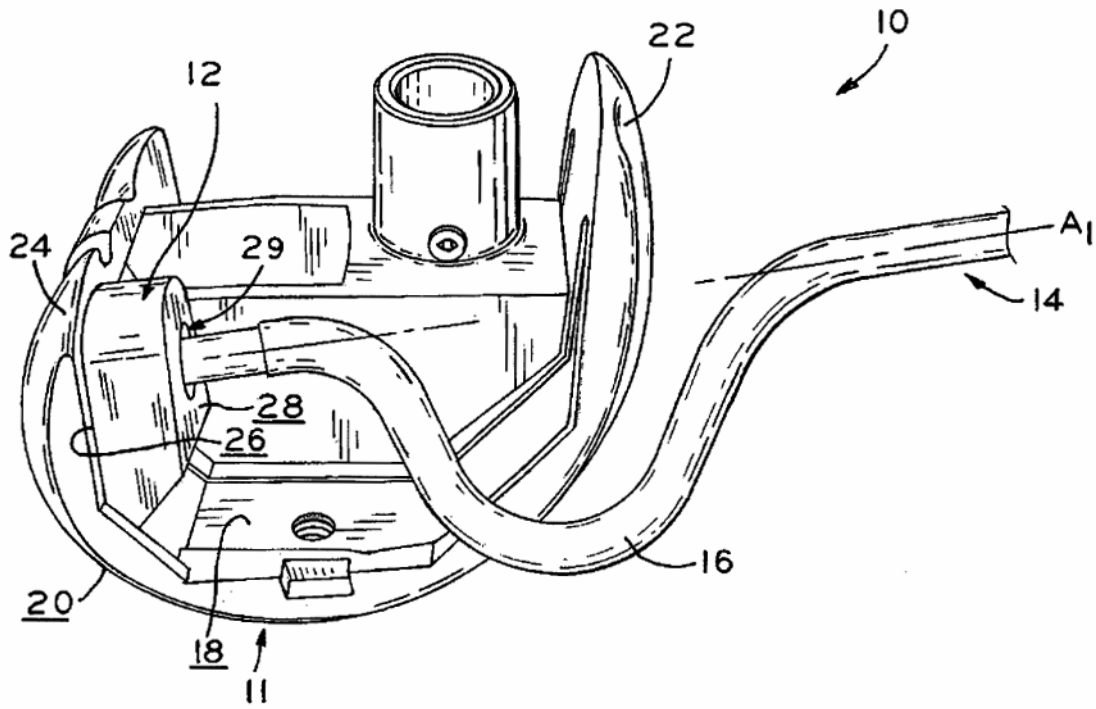
Si bien esta memoria descriptiva se ha descrito en relación con diseños a título de ejemplo, la solicitud pretende abarcar cualesquiera variaciones o adaptaciones de la memoria descriptiva usando sus principios generales y abarcar tales desviaciones de la presente memoria descriptiva realizadas dentro de la práctica conocida o habitual en la técnica a la que esta memoria descriptiva se refiere y que entran dentro del alcance de la invención, como se define en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un componente femoral de prótesis de rodilla (31), que comprende:
- 5 un ala anterior (36), teniendo dicha ala anterior (36) una superficie de contacto del ala anterior con el hueso que comprende una faceta anterior; y
- 10 un cóndilo (40,42) que se extiende desde dicha ala anterior (36), teniendo dicho cóndilo una superficie de contacto del cóndilo con el hueso (32) que comprende una faceta (58) (60) opuesta a dicha faceta anterior (36), teniendo dicho cóndilo (40,42) un orificio del cóndilo (62) formado en el mismo, definiendo dicho orificio del cóndilo (62) un eje longitudinal del orificio del cóndilo (A_2) que se interseca con dicha faceta (58) (60) y no se interseca con dicha ala anterior (36).
- 15 2. El componente femoral de prótesis de rodilla de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho eje longitudinal del orificio del cóndilo (A_2) se interseca con dicha faceta (58) (60) en un punto de intersección, estando situado dicho punto de intersección de tal manera que un eje (P) perpendicular a dicha faceta (58,60) y que se interseca con dicho punto de intersección tiene una separación mínima desde dicha ala anterior (36) de no más de 8 mm.
- 20 3. El componente femoral de prótesis de rodilla de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho eje longitudinal del orificio del cóndilo (A_2) se interseca con dicha faceta (58) (60) en un punto de intersección, estando situado dicho punto de intersección de tal manera que un eje perpendicular a dicha faceta (58) (60) y que se interseca con dicho punto de intersección tiene una separación mínima desde dicha ala anterior (36) de no más de 5 mm.
- 25 4. El componente femoral de prótesis de rodilla de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha faceta (58) (60) comprende una faceta achaflanada posterior (58).
5. El componente femoral de prótesis de rodilla de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicha faceta (58,60) comprende una faceta achaflanada posterior (60).
- 30 6. El componente femoral de prótesis de rodilla de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho eje longitudinal del orificio del cóndilo (A_2) está separado a una distancia mínima de 4 mm de dicha ala anterior (36).
- 35 7. El componente femoral de prótesis de rodilla de acuerdo con la reivindicación 1, en el que dicho eje longitudinal del orificio del cóndilo (A_2) es oblicuo con respecto a dicha superficie de contacto del cóndilo con el hueso (32).
8. La prótesis femoral de rodilla de acuerdo con la reivindicación 1, en la que dicha faceta (58,60) está orientada en relación con dicha faceta anterior (36) de tal manera que dicho eje (P) perpendicular a dicha faceta (58,60) y que se interseca con dicho punto de intersección se interseca con dicha faceta anterior (36).
- 40 9. El componente femoral de prótesis de rodilla de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el eje longitudinal del orificio del cóndilo (A_2) forma un ángulo de 7-27° con una línea (P) perpendicular a la faceta (58,60).
- 45 10. El componente femoral de prótesis de rodilla de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el componente femoral de prótesis de rodilla comprende una superficie de contacto de la prótesis femoral de rodilla con el hueso (32) que comprende la faceta anterior (36) y que comprende además una faceta posterior (58), una faceta achaflanada anterior (54), una faceta distal (56) y una faceta achaflanada posterior (60), extendiéndose la faceta achaflanada anterior (54) sobre la faceta anterior (36) y la faceta distal (56), y extendiéndose la faceta achaflanada posterior (60) sobre la faceta distal (56) y la faceta posterior (58).
- 50 11. El componente femoral de prótesis de rodilla de acuerdo con la reivindicación 4, en el que la faceta posterior diverge proximalmente desde la faceta anterior.
- 55 12. El componente femoral de prótesis de rodilla de acuerdo con la reivindicación 13, en el que un plano que contiene la faceta posterior forma un ángulo de 1-5° con un plano que contiene la faceta anterior.
- 60 13. El componente femoral de prótesis de rodilla de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende además:
- un aumento posterior (70) destinado a asegurarse a dicho cóndilo (40,42); y un elemento de fijación (90) que sirve para asegurar dicho aumento posterior (70) a dicho cóndilo (40,42).
- 65 14. El componente femoral de prótesis de rodilla de acuerdo con la reivindicación 13, en el que dicho aumento posterior (70) incluye un orificio del aumento, formado a través del mismo, y en el que dicho elemento de fijación (90) comprende un elemento de fijación roscado, estando dicho elemento de fijación roscado (90) dimensionado y conformado de manera que se pueda alinear con dicho eje longitudinal (62) del orificio del cóndilo (A_2) y que se pueda fijar con relación a dicho aumento posterior (70) y al componente femoral de prótesis de rodilla atravesando dicho orificio del aumento y dicho orificio del cóndilo (62) para acoplarse a dicho aumento posterior (70) y dicho

cóndilo (40,42), y asegurar dicho aumento posterior (70) a dicho cóndilo (40,42).

- 5 15. El componente femoral de prótesis de rodilla de acuerdo con la reivindicación 13, en el que dicho elemento de fijación (90) define un eje longitudinal y una extensión periférica y en el que dicho elemento de fijación define además un radio del elemento de fijación a dicha extensión periférica, estando dicho eje longitudinal del orificio del cóndilo separado a una distancia mínima de dicha superficie de contacto del ala anterior con el hueso, siendo dicha distancia mínima por lo menos igual a dicho radio del elemento de fijación.



FIG_1
TÉCNICA ANTERIOR

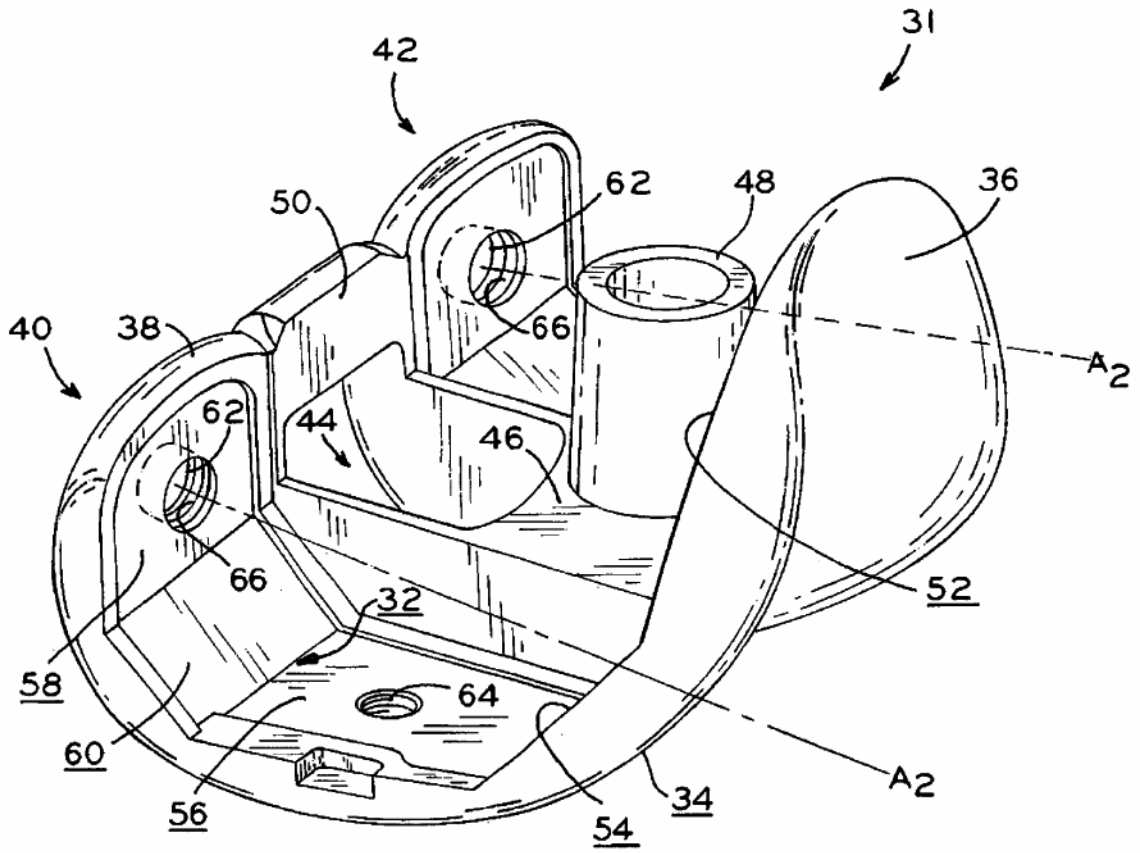


FIG. 2

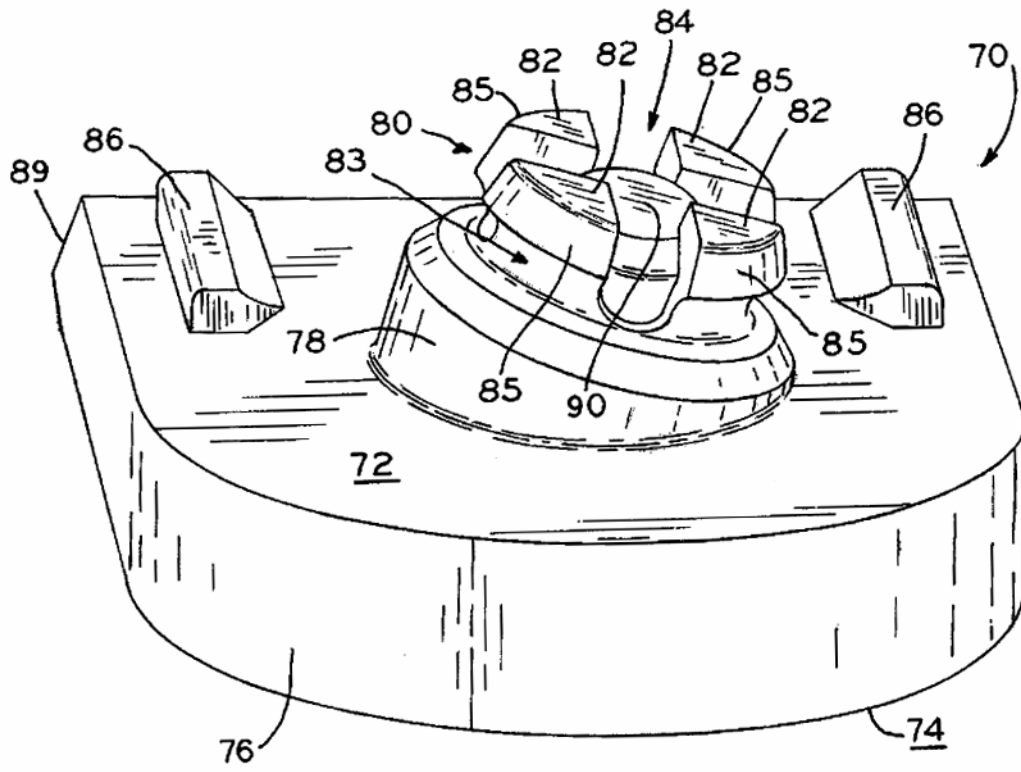


FIG. 3

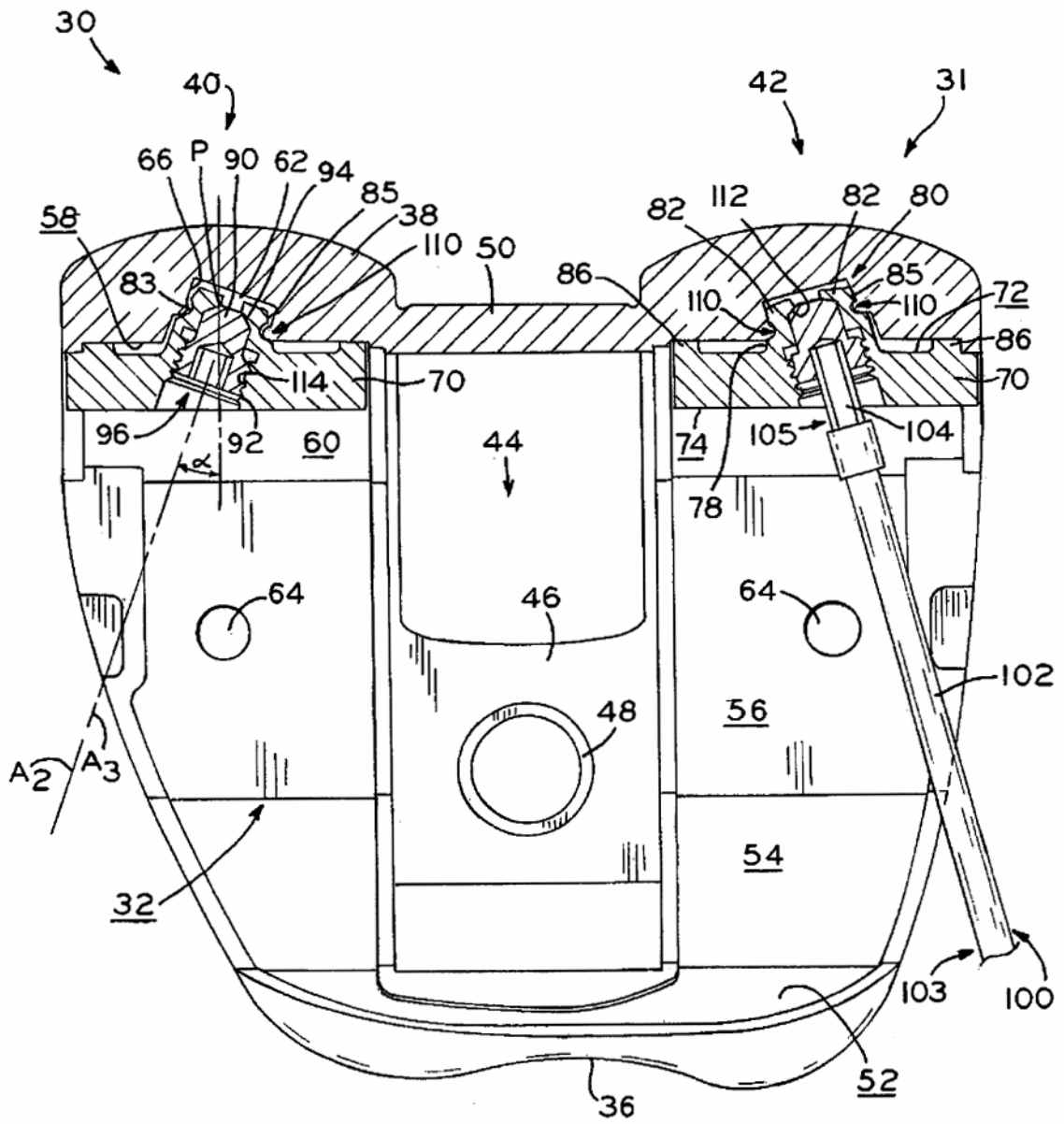
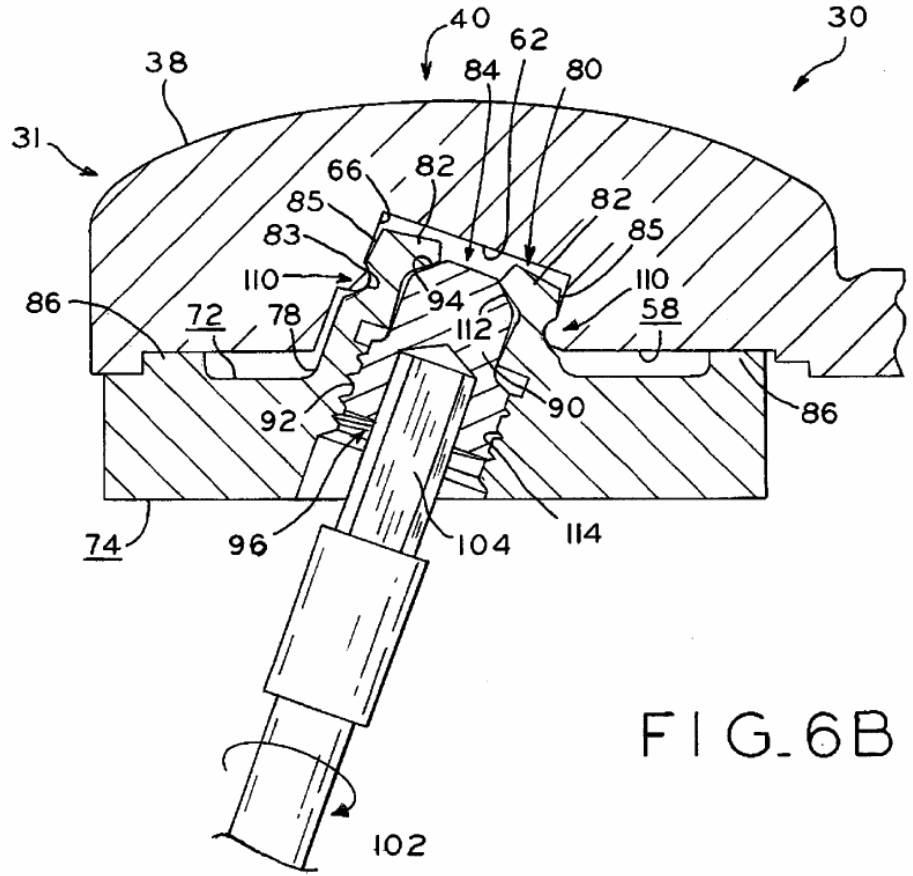
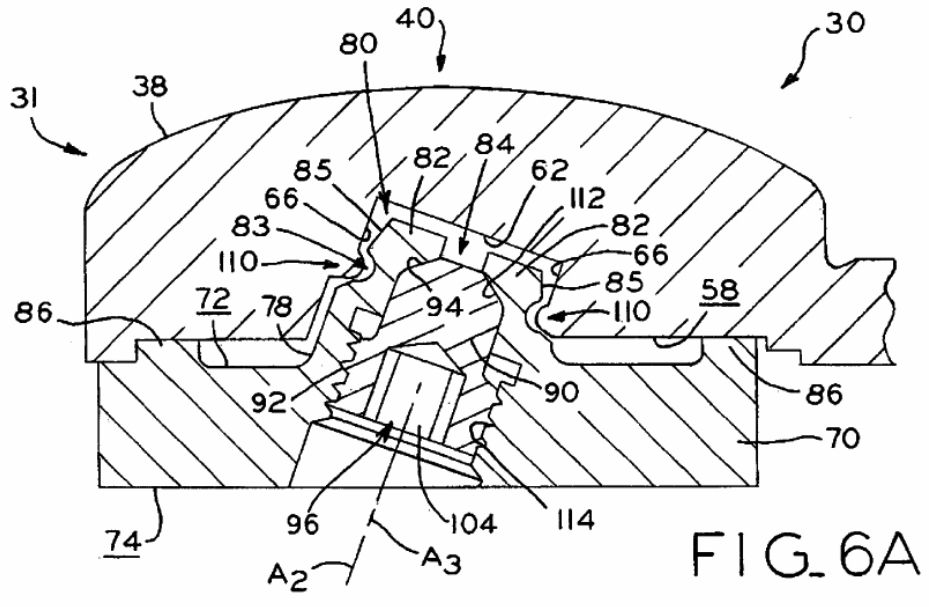


FIG. 5



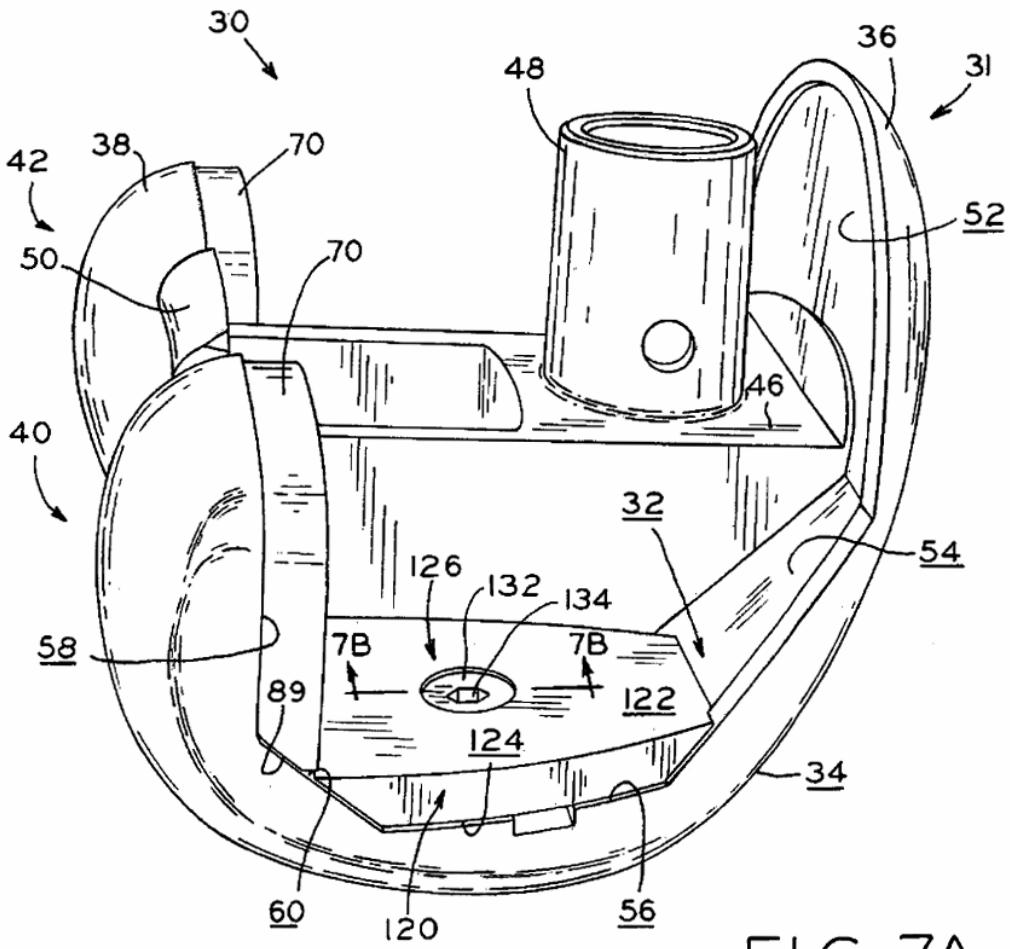


FIG. 7A

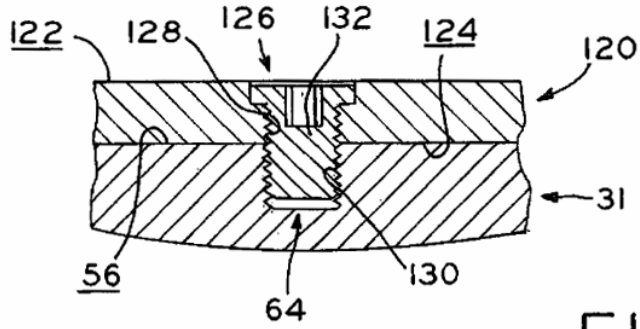


FIG. 7B

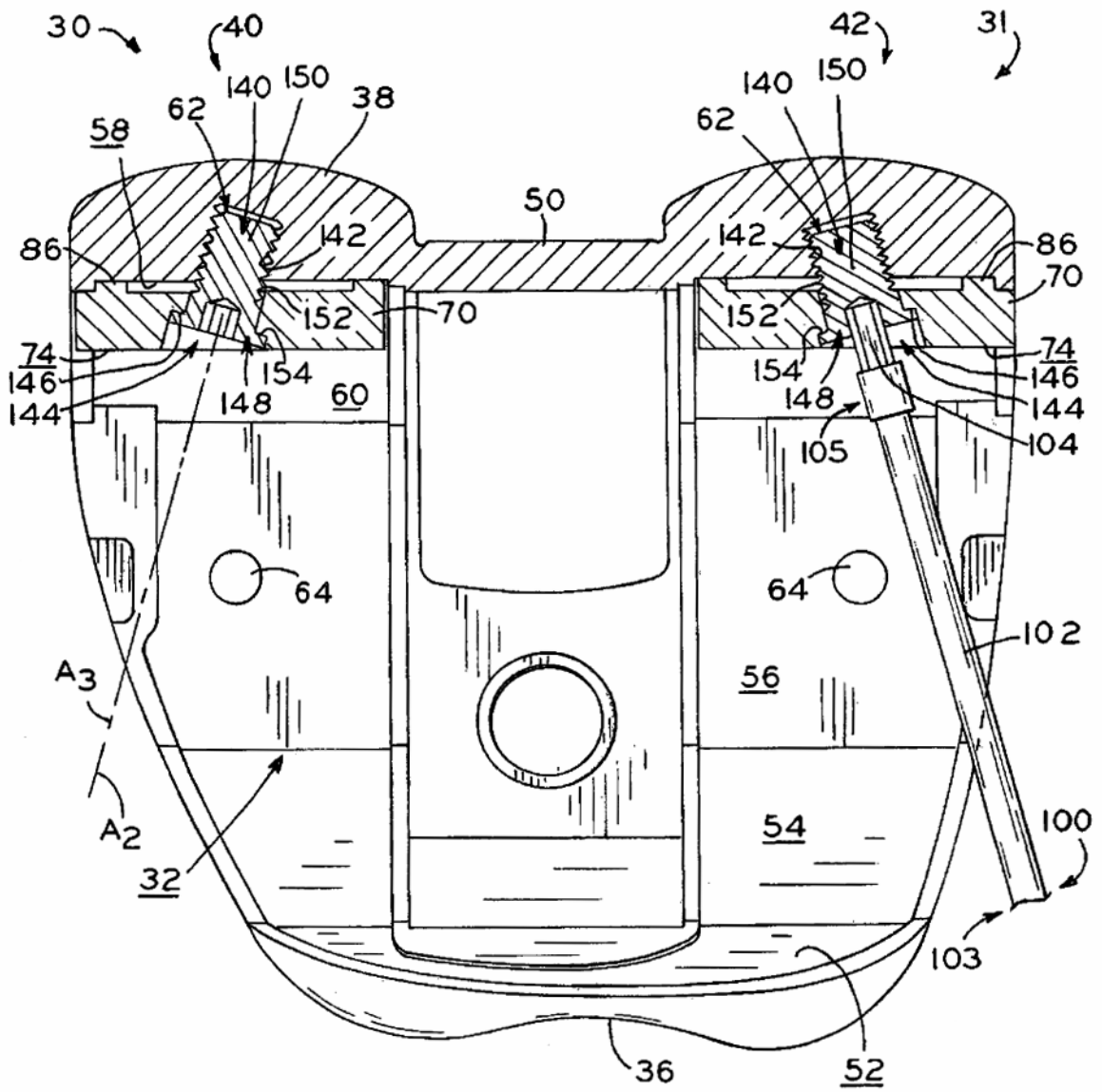
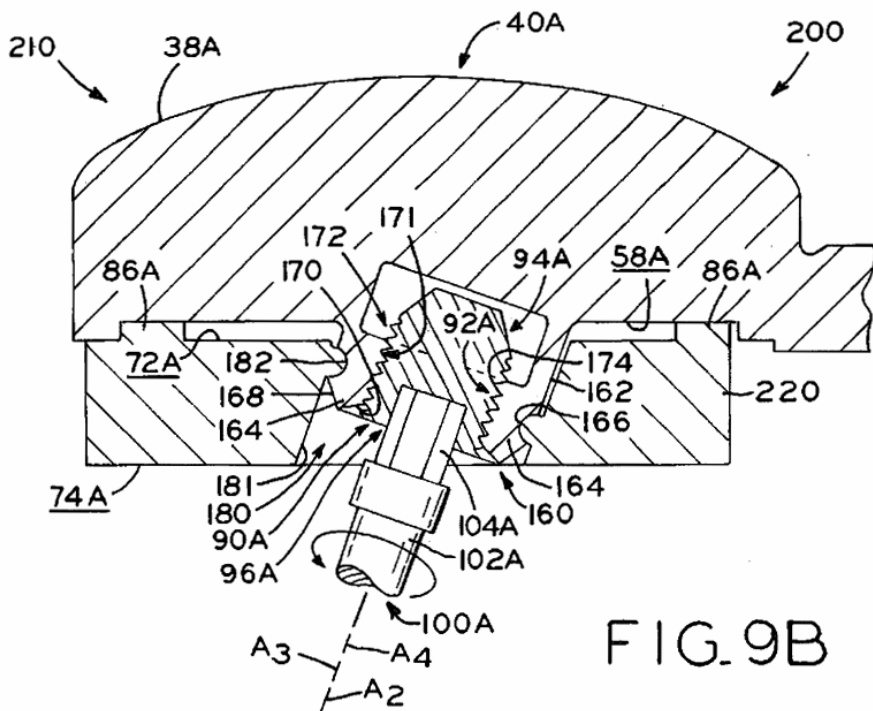
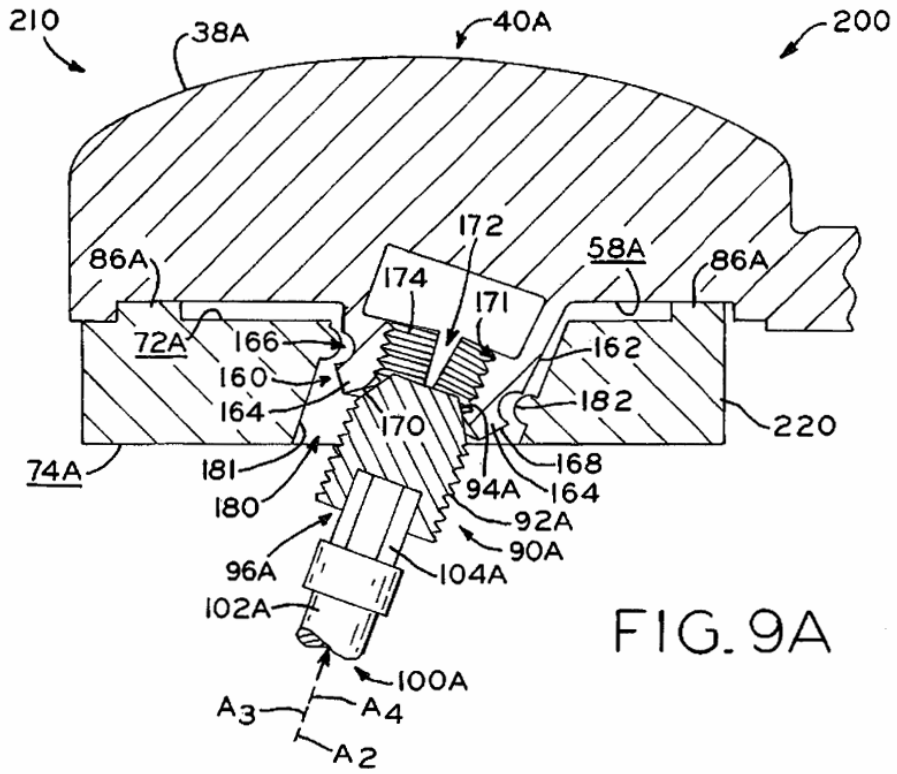


FIG. 8



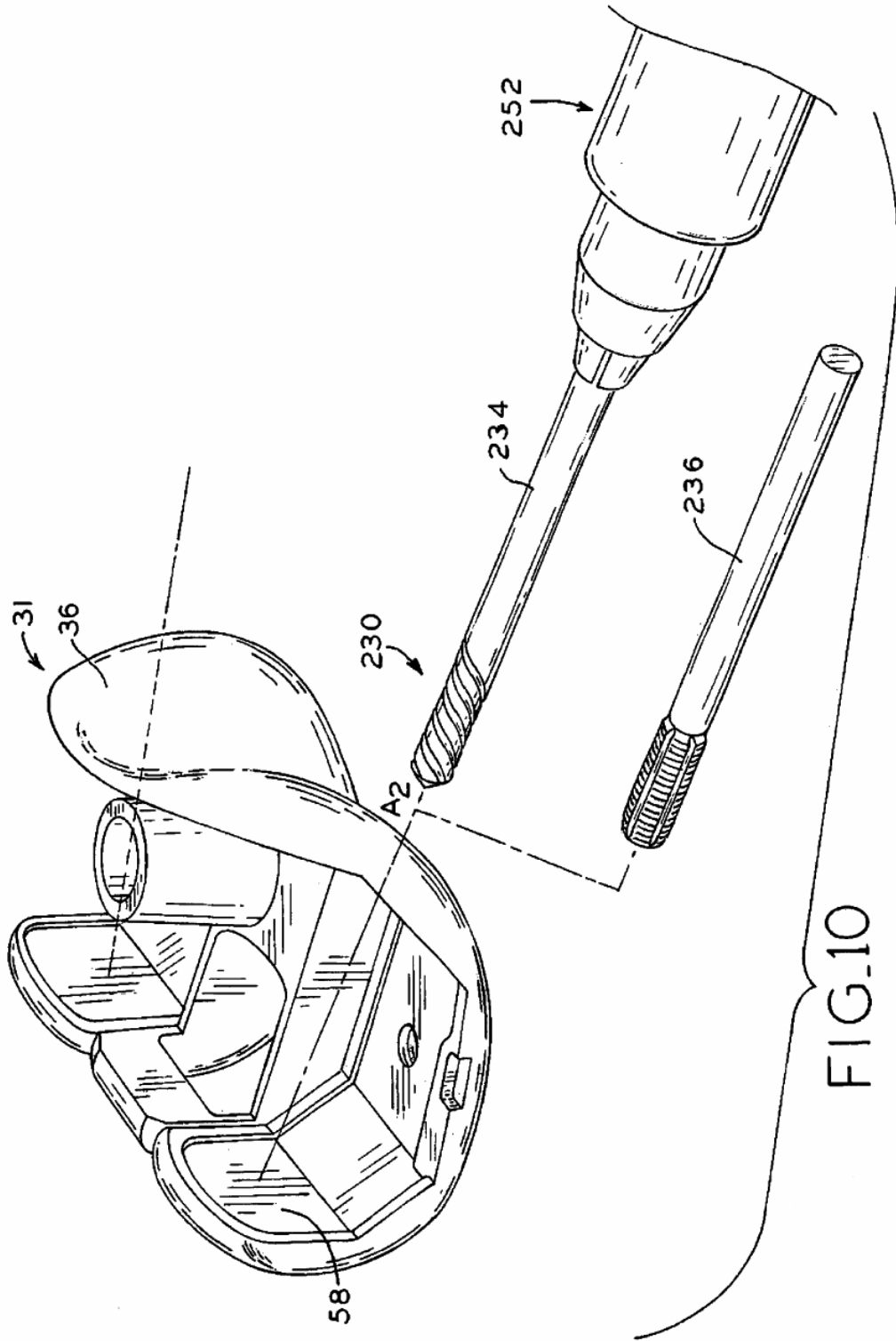


FIG.10